



Márcia Filipa Costa Cerquido

Licenciada em Ciências de Engenharia Mecânica

Aplicação de Simulação Numérica no Apoio à Conceção de Ortóteses

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Mecânica

Orientadora: Prof^a Doutora Marta I. P. Verdete da Silva Carvalho,
Professora Auxiliar, Faculdade de Ciências e Tecnologia,
Universidade Nova de Lisboa
Co-orientadora: Mestre Ana Martins, Investigadora UNIDEMI, Facul-
dade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova
de Lisboa

Júri

Presidente: Doutor Tiago Alexandre Narciso da Silva
Arguente: Doutor João Filipe de Almeida Milho
Vogal: Doutora Marta Isabel Pimenta Verdete da Silva Carvalho



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Setembro, 2019

Aplicação de Simulação Numérica no Apoio à Conceção de Ortóteses

Copyright © Márcia Filipa Costa Cerquido, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Ao meu avô paterno.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a todas as pessoas que contribuíram positivamente para o meu percurso académico. Queria agradecer também aos meus pais não só pela disponibilidade, como também pelo esforço financeiro que me permitiu tirar este curso e tentar ter mais caminhos para atingir uma vida melhor.

Quero agradecer ao meu namorado pelo apoio e companhia, sempre acompanhado de palavras de encorajamento. Agradeço muito à Ema, Rita, Juliana e Vanessa por terem sido boas colegas de casa, que proporcionaram bons momentos que permitiram relaxar e abstrair das dificuldades que atravessei no curso.

Por fim, quero agradecer à minha orientadora e co-orientadora pela disponibilidade e orientação que me deram durante estes últimos meses.

RESUMO

A presente dissertação apresenta o estudo de uma ortótese para tornozelo e pé (AFO), em situação de queda de um paciente, tendo como objetivo caracterizar o movimento humano e as características que podem ter influência na concepção deste dispositivo biomecânico. Primeiramente, são estudados quais os parâmetros da ortótese que possuem mais influência na ocorrência ou não de lesão no tornozelo num modelo existente no software OpenSim. O trabalho assenta na elaboração de um modelo numérico em elementos finitos da ortótese, que será explorado no LS-Dyna com o objetivo de determinar a ordem de rigidez para se usar na ortótese do OpenSim.

Na implementação deste modelo é criada uma malha para a modelação de cada parte da ortótese e são definidas características necessárias para a simulação computacional, nomeadamente as propriedades dos elementos da malha, as ligações e contactos entre as partes e até os modelos de materiais a utilizar. A montagem das peças é feita de forma a conceber uma ortótese típica. Nesta circunstância, os vários subconjuntos da ortótese são submetidos a simulações de forma a avaliar a ordem de rigidez do material que a constitui.

Os resultados obtidos destas simulações serão comparados com a ordem de rigidez do material no OpenSim, onde se avaliará se existe ou não lesão no tornozelo com determinados valores de rigidez. Nas simulações são testados três materiais de duas espessuras diferentes com o objetivo de se perceber quais os melhores parâmetros para a posterior produção da ortótese.

Palavras-chave: Biomecânica, ortótese, LS-Dyna, AFO, OpenSim, simulação numérica.

ABSTRACT

The present dissertation presents the study of an ankle and foot orthosis (AFO) in a falling situation, aiming to characterize the human movement and the characteristics that may influence the design of this biomechanical device. First, it is studied which orthosis parameters have the most influence on the occurrence or not of ankle injury on an existing OpenSim software model. The work is based on the elaboration of a finite element numerical model of the orthosis, which will be explored in LS-Dyna in order to determine the stiffness order to be used in the OpenSim orthosis.

In the implementation of this model a mesh is created for the modeling of each part of the orthosis and characteristics necessary for computer simulation are defined, namely the properties of the mesh elements, the connections and contacts between the parts and even the material models to be used. The assembly of the parts is made to design a typical orthosis. In this circumstance, the various subsets of the orthosis are simulated to evaluate the stiffness order of the material that constitutes it.

The results obtained from these simulations will be compared with the material stiffness order in OpenSim, where it will be evaluated whether or not there is ankle injury with certain stiffness values. In the simulations three materials of two different thicknesses are tested in order to understand the best parameters for the subsequent production of the orthosis.

Keywords: Biomechanics, orthosis, LS-Dyna, AFO, OpenSim, numeric simulation.

ÍNDICE

Índice de Figuras	xv
Índice de Tabelas	xix
Abreviaturas e Acrónimos	xxi
1 Introdução	1
1.1 Motivação	1
1.2 Enquadramento	2
1.3 Objetivos da dissertação	7
1.4 Estrutura da dissertação	7
2 Anatomia Humana e Princípios Biomecânicos	9
2.1 Planos e Eixos Anatômicos de Referência	10
2.1.1 Terminologia básica dos movimentos	12
2.2 Sistema Esquelético	13
2.2.1 Membro Inferior	13
2.2.2 Tornozelo	15
2.3 Articulações	15
2.3.1 Articulações do tornozelo	16
2.4 Ciclo de Marcha	17
2.4.1 Análise da Marcha Humana	19
2.5 Lesões ao nível do tornozelo e possíveis tratamentos	20
2.5.1 Lesão por inversão e eversão do tornozelo	21
3 Ortóteses para membros inferiores	25
3.1 Ortóteses	25
3.1.1 AFO	26
3.2 Materiais Utilizados nas AFO	27
3.3 Princípios Biomecânicos	29
4 Modelos Numéricos	31
4.1 Desenvolvimento dos modelos numéricos em LS-Dyna	31
4.1.1 Cenário e Construção do Modelo	32

4.1.2	Materiais	33
4.1.3	Panturrilha	35
4.1.4	Pé/Bota	37
4.1.5	Simulações dos componentes da AFO	38
4.2	Simulação em OpenSim	42
4.2.1	Modelo Biomecânico utilizado	43
5	Análise de Sensibilidades e Otimização	47
5.1	Introdução	47
5.2	Massa	48
5.3	Ângulo da Plataforma	49
5.4	Rigidez	50
5.5	<i>Design of Experiments</i>	53
5.5.1	Algumas conclusões	58
5.6	Resultados LS-Dyna	59
5.6.1	Panturrilha	59
5.6.2	Bota	63
5.7	Resumo dos resultados	65
6	Conclusões e Trabalhos Futuros	67
6.1	Trabalhos Futuros	68
	Referências Bibliográficas	71

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1	Protótipo WalkTrainer.	3
1.2	DACS AFO.	5
1.3	PneumaFlex.	6
1.4	AnkleBot.	7
2.1	Posição anatômica de referência.	10
2.2	Eixos anatômicos de referência.	11
2.3	Movimentos de rotação nos planos sagital e frontal.	12
2.4	Movimentos de rotação no plano transversal.	13
2.5	Esqueleto humano e respetiva divisão.	14
2.6	Membro Inferior.	14
2.7	Principais ossos constituintes do pé.	15
2.8	Movimentos do tornozelo.	16
2.9	Planos anatômicos de referência no pé.	16
2.10	Articulação subtalar (destacada a verde) em b.	17
2.11	Ciclo de marcha humana normal.	18
2.12	Ciclo de marcha humana normal - fases.	19
2.13	Ciclo de marcha humana - fases de apoio e balanço.	20
2.14	Movimentos do pé.	21
2.15	Vista lateral do pé.	22
2.16	Vista medial do pé.	23
2.17	Localização dos maléolos externo (lateral) e interno (medial).	23
3.1	Tipos de ortóteses para membros inferiores.	26
4.1	Obtenção da AFO para simulações.	32
4.2	AFO utilizada nas simulações e suas dimensões gerais.	33
4.3	Curva tensão-extensão do modelo de material *MAT_024.	34
4.4	Ligações destacadas a amarelo.	36
4.5	Pormenor das ligações adicionadas ao subconjunto "panturrilha".	36
4.6	Pormenor da ligação <i>spider</i>	36
4.7	Nomenclatura do subconjunto "panturrilha".	37
4.8	Subconjunto "bota", parte inferior da AFO.	37

4.9	Ortótese para tornozelo e pé.	38
4.10	Nós que se movimentam segundo a direção positiva do eixo z destacados a amarelo.	39
4.11	Definições para a simulação do ensaio de flexão da bota.	39
4.12	Nós que se movimentam segundo a direção negativa do eixo y destacados a azul.	40
4.13	Nós do encastramento destacados a vermelho. Plano rígido para a tração. . .	41
4.14	Nós do encastramento destacados a laranja/castanho; nós que serão unidos ao plano destacados a verde.	41
4.15	Plano rígido adicionado.	42
4.16	Modelo biomecânico <i>ToyLandingModel</i> : vista posterior, vista anterior e vista lateral, respetivamente.	44
4.17	Corpos que constituem o modelo <i>ToyLandingModel</i>	45
4.18	Comparação entre o modelo de corpo inteiro e o modelo do OpenSim.	46
5.1	Ortótese AFO adicionada ao modelo.	48
5.2	Redução das massas em 50%.	48
5.3	Aumento das massas em 50%.	49
5.4	Ângulo de inversão em diferentes orientações da plataforma, rigidez 10 000 N/m.	49
5.5	Ângulo de inversão em diferentes orientações da plataforma, rigidez 100 000 N/m.	50
5.6	Ângulo de inversão da articulação subtalar para diferentes valores de rigidez. .	51
5.7	Ângulo de inversão da articulação subtalar para diferentes valores de rigidez na peça 1.	51
5.8	Ângulo de inversão da articulação subtalar para diferentes valores de rigidez na peça 2.	52
5.9	AFO e respetivo referencial no OpenSim.	52
5.10	Processo de construção da meta-modelação.	54
5.11	Processo de construção da meta-modelação, utilizando CCD com três variáveis de projeto.	55
5.12	Curva de rigidez para as três combinações de material para a simulação do ensaio de tração com espessuras normais.	60
5.13	Curva de rigidez para as três combinações de material para a simulação do ensaio de tração com espessuras reduzidas.	61
5.14	Curva de rigidez para as três combinações de material para a simulação do ensaio de torção com espessuras normais.	61
5.15	Curva de rigidez para as três combinações de material para a simulação do ensaio de torção com espessuras reduzidas.	62
5.16	Curva de rigidez para as três combinações de material para a simulação do ensaio de flexão com espessuras normais.	63

5.17 Curva de rigidez para as três combinações de material para a simulação do ensaio de flexão com espessuras reduzidas.	63
5.18 Curva de rigidez para o ensaio de tração.	64
5.19 Curva de rigidez para o ensaio de torção.	64
5.20 Curva de rigidez para o ensaio de flexão.	65

ÍNDICE DE TABELAS

4.1	Sistemas de unidades coerentes dados pelo manual do LS-Dyna.	32
4.2	Propriedades mecânicas dos materiais utilizados.	34
4.3	Composição das partes do subconjunto "panturrilha".	35
4.4	Composição das partes do subconjunto "bota".	37
5.1	Resultados obtidos em 15 simulações com alteração dos parâmetros de rigidez translacional.	53
5.2	Combinações de materiais e espessura utilizadas nas simulações.	60
5.3	Resultados das simulações realizadas no LS-Dyna para o subconjunto "panturrilha".	65
5.4	Resultados das simulações realizadas no LS-Dyna para a bota.	66

ABREVIATURAS E ACRÓNIMOS

AFO Ankle Foot Orthosis - Ortótese para tornozelo e pé.

CCD Central Composite Design.

DoE Design of Experiments.

INTRODUÇÃO

1.1 Motivação

O aumento gradual da esperança média de vida e a diminuição de locomoção, seja por doenças ou acidentes, são acontecimentos que têm contribuído para a forma como as pessoas olham para o desenvolvimento de novos produtos e serviços. Assim, desenvolvem-se novos dispositivos com o objetivo de auxiliar as necessidades das pessoas, para que estas consigam melhorar a qualidade de vida melhor e o conforto. Como tal, o uso de dispositivos médicos, como ortóteses, com a finalidade de repor parcialmente ou totalmente estas necessidades está a aumentar, sendo desenvolvimento de ortóteses crucial para satisfazer as necessidades das pessoas.

Uma parte do que a indústria oferece não satisfaz as necessidades de determinados grupos de pacientes, não propriamente em termos da patologia, mas em termos de usabilidade, tornando-os dependentes de outras pessoas e menos autónomos. A falta de autonomia devida a algumas doenças, deve ser tida em consideração no novo projeto e no desenvolvimento de novas ferramentas nesta área.

É com base nesta perspetiva e com o objetivo de dar resposta ao maior número de dificuldades mencionadas pelos pacientes, que possam ter dificuldades motoras e funcionais que comprometam a colocação e utilização destes dispositivos, que se procura desenhar um produto específico de uma ortótese para o tornozelo e pé. Para além das preocupações médicas a que estes dispositivos devem estar sujeitos, o conforto e facilidade de uso dos mesmos são parâmetros que devem ser tidos em consideração.

1.2 Enquadramento

Uma ortótese para tornozelo e pé é um dispositivo que tem como objetivo auxiliar o paciente na sua marcha, tentando sempre não comprometer a autonomia do mesmo, para que não exista enfraquecimento dos músculos, por exemplo.

As ortóteses para membros inferiores são um grupo de dispositivos mecânicos que podem auxiliar numa grande diversidade de fins biomédicos importantes, incluindo a assistência da marcha a pessoas idosas e a reabilitação de pessoas com patologias nos membros inferiores. A maioria das ortóteses para membros são estáticas ou condicionadas a fontes de energia externas, devido às limitações das tecnologias de atuação, que limitam a funcionalidade destes dispositivos [1]. No entanto, o que se espera da evolução é o desenvolvimento de dispositivos que permitam a mobilidade total. Existem alguns projetos cujo objetivo é atingir esse patamar. Esta secção servirá para dar a conhecer os progressos nesta área.

Um dos temas abordados nesta secção é a utilização de exoesqueletos e de ortóteses ativas para os membros inferiores, na qual se pretende apresentar uma visão geral do *design*, atuação e sistemas de controlo sensoriais para a maior parte dos dispositivos prescritos, e os grandes avanços que foram feitos e ainda os obstáculos que faltam ultrapassar.

A pesquisa em exoesqueletos começou nos finais da década de 60 do século XX. O primeiro foco da pesquisa centrou-se no desenvolvimento de tecnologias para aumentar as habilidades dos seres humanos, principalmente para fins militares, enquanto mais recentemente foram com o intuito de desenvolver tecnologias de apoio para pessoas com deficiência física [1]. Apesar das diferenças no uso pretendido, estes dois campos enfrentam muitos dos mesmos desafios e constrangimentos.

Um exoesqueleto é um dispositivo mecânico ativo de cariz antropomórfico (semelhante ao homem), utilizado por um paciente que o ajusta ao seu corpo, onde os movimentos do paciente e os movimentos do dispositivo se complementam. Desta forma, este dispositivo aumenta o desempenho do usuário, de modo a permitir que indivíduos saudáveis possam realizar tarefas difíceis com mais facilidade ou a capacitá-los a realizar tarefas que são impossíveis usando apenas a força e habilidade humanas. Já o termo "ortótese ativa" é usado para quando se quer descrever um dispositivo que auxilia uma pessoa que sofre de alguma patologia.

Nas últimas décadas foram feitos avanços notórios nas áreas relacionadas com exoesqueletos e ortóteses. No entanto, ainda há um longo caminho a percorrer, nomeadamente como conseguir baixo peso e alta eficiência destes dispositivos.

Muitos são os desafios da conceção que podem levar a um mau desempenho do exoesqueleto. Por exemplo, o desalinhamento das articulações entre o operador e hardware ou restrições cinemáticas de acessórios [1]. Mas cada paciente é único e por isso torna-se difícil produzir estes dispositivos porque cada deficiência (ou doença) afeta cada paciente de forma diferente. Claro que o ideal seria a conceção de uma ortótese compacta que seja energeticamente autónoma para que o utilizador tenha assistência nas suas dificuldades.

A questão do transporte da ortótese é um dos principais fatores que limita a aplicação de ortóteses ativas fora da terapia prescrita clinicamente. A grande maioria dos aparelhos ortopédicos não têm autonomia energética estando, por isso, normalmente presos a alguns compressores externos de fonte de alimentação de ar, bombas hidráulicas ou energia elétrica.

Um novo conjunto de ortóteses para membros inferiores foi desenvolvido para o projeto "WalkTrainer"(figura 1.1). Este dispositivo tem como objetivo reeducar a marcha das pessoas paralisadas pois é um dispositivo móvel que permite o treino da mesma.



Figura 1.1: Protótipo WalkTrainer [2].

Recentemente, o número de pessoas com deficiência nos membros inferiores tem vindo a aumentar, e são muito os fatores que fazem com que isso aconteça, nomeadamente o aumento de acidentes vasculares cerebrais e outras doenças. Como tal, as ortóteses para tornozelo e pé (AFO) tornam-se num peça importante na assistência e reabilitação destas pessoas. Uma AFO deve permitir que os paciente retomem as suas atividades sociais normais. No entanto, se o treino não for adequado o seu poder muscular enfraquece, bem como a amplitude dos movimentos das articulações. A tarefa de conceção destes dispositivos é difícil pois são vários os fatores a ter em conta. Por isso, foram feitas algumas pesquisas sobre a cinemática em 3D de um modelo desenvolvido em OpenSim. Os autores criaram um modelo de pé com 9 segmentos para andar normal e realizou-se uma análise de modelo dinâmico do pé humano, com o intuito de avaliar a atividade muscular. Neste estudo chegou-se à conclusão que se deveria conceber uma AFO que estimulasse os músculos em movimento da articulação metatarsal-falangeal ao caminhar, a fim de aumentar a possibilidade futura de que uma pessoa com uma perna com deficiência possa andar sem a AFO [3].

Projetos recentes têm desenvolvido novas ortóteses utilizando uma abordagem de engenharia mecânica, como por exemplo a utilização de um travão hidráulico e uma ortótese

com um freio de ferro fluído na articulação do tornozelo, permitindo caminhar de forma mais natural e estimulando a solicitação natural dos músculos, fixando o número mínimo necessário de articulações. Contudo, estes projetos são de longa duração e geralmente bastante dispendiosos. Estes dois fatores representam um obstáculo para o surgimento de novas e mais eficientes ortóteses. Algumas soluções passam pelo desenvolvimento de modelos musculares de ortóteses tornozelo e pé, com o intuito de estimar a eficácia de uma nova AFO antes da sua produção [4].

As ortóteses AFO podem ser usadas para melhorar o impacto de deficiências do membro inferior que afetam a marcha normal. Hoje em dia, as tecnologias englobam dispositivos passivos com articulações fixas e articuladas, dispositivos semiativos que modulam o amortecimento na articulação e dispositivos ativos que fazem uso de uma variedade de tecnologias para produzir energia para mover o pé. Aspectos de design, como o peso, tamanho e eficiência continuam a ser um grande entrave à construção de ortóteses.

Para a maioria das pessoas o pé é um componente fundamental na qualidade de vida global. A eficiência e eficácia da marcha depende da mobilidade articular e atividade muscular. As forças e os movimentos gerados durante a marcha estão relacionados com três principais tarefas funcionais: aceitação de peso, membro de apoio único e avanço do membro. Os dois primeiros aspectos ocorrem durante a fase de apoio do ciclo da marcha, quando o pé está em contacto com o solo, ao passo que o avanço do membro ocorre durante o balanço, quando o pé está fora do chão. A capacidade de caminhar é prejudicada por inúmeras patologias neurológicas e musculares ou por causa de lesões. Estas incluem trauma, lesões na medula, acidente vascular cerebral, esclerose múltipla, distrofia muscular e paralisia cerebral [2].

As AFO's podem ser divididas em três grupos: ativas, semiativas e passivas. As últimas não contêm qualquer tipo de controlador ou eletrónicos, mas podem ter elementos mecânicos como molas ou amortecedores para controlar o movimentos da articulação do tornozelo durante a marcha. As ortóteses semiativas usam o controlo do computadores para variar o comprimento ou amortecimento da articulação em tempo real. Por fim, os dispositivos são considerados ativos quando estes têm autonomia energética, um ou mais atuadores para mover o conjunto, sensores e um computador para controlar a aplicação de torque durante a marcha.

As ortóteses passivas constituem a maior parte dos dispositivos prescritos por médicos para tratar a fraqueza articular do tornozelo. No entanto, a natureza passiva destas AFO's limita o benefício funcional que eles são capazes de proporcionar. Estas limitações poderiam ser ultrapassadas com uma AFO ativa mas, apesar dos avanços recentes na computação, deteção e outras tecnologias, atualmente não há sistemas de AFO's com energia portáteis que sejam práticas [5].

Os pesquisadores da Universidade Internacional de Saúde e Bem-Estar, no Japão, desenvolveram o auxiliar de dorsiflexão controlado pela mola, chamado "*dorsiflexion assist controlled by spring AFO*" (DACs), para a prevenção da queda do pé em pacientes hemiplégicos (hemiplegia é a paralisia de metade sagital, esquerda ou direita, do corpo).

A DACS AFO (figura 1.2) tem duas partes de plástico termoformáveis ligados com juntas sobre os lados medial e lateral do tornozelo [6]. Uma mola incorporada no lado dorsal da haste fornece um pico dorsiflexor. No calcanhar, a mola resiste à compressão e impede uma desaceleração descontrolada do pé. Durante o caminhar, a mola oferece resistência ao pé para que este não caia abaixo da sua posição neutra, perpendicular à haste, resistindo à queda do pé e proporcionando folga no dedo do pé.

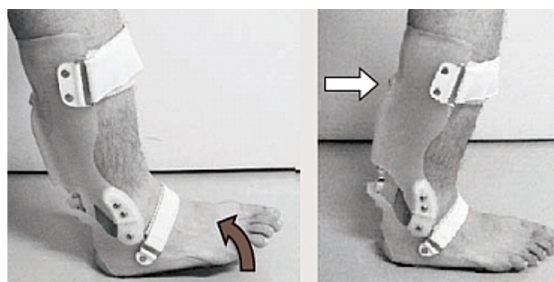


Figura 1.2: DACS AFO.

O PneumaFlex (figura 1.3) é um exemplo deste tipo de concepção. A componente central da AFO PneumaFlex é uma mola pneumática montada posterior à haste de fibra de carbono e platina. A pressão dentro do cilindro da mola é ajustável e é selecionada com base na especificidade do paciente para suportar o peso do pé. O design leve resultante (130 g) é usado no sapato de sujeito e é utilizado para controlar o movimento do pé e evitar o pé caído durante a fase de balanço do ciclo de marcha. Outros projetos inovadores de AFO's híbridas (dispositivo que combina o baixo peso dos termoplásticos ou compostos de carbono com juntas articuladas e elementos de controlo de movimento passivo) têm-se focado na captação de energia a partir da marcha de forma diferente a partir dos conceitos de mola descritos anteriormente. Nesses projetos, os atuadores que controlam o movimento ou fornecem assistência ao torque são separados dos elementos utilizados para a recolha de energia. Pesquisadores da Universidade de Illinois em Urbana-Champaign, EUA, projetaram uma AFO para “recolher” a energia durante a marcha para uso do controlo do movimento do tornozelo [5]. O objetivo deste AFO é conseguir a libertação do dedo do pé durante a fase de balanço e movimento livre do tornozelo durante a fase de apoio do ciclo de marcha.

Pesquisadores da Universidade de Osaka, Japão, construíram uma AFO que utiliza um elemento passivo pneumático acionado pelo peso corporal do sujeito para controlo de movimento da articulação do tornozelo [6]. O elemento de controlo de movimento tem dois subconjuntos: um tampão de ar que funciona como uma bomba pneumática e um elemento passivo, que contém folhas laminadas finas e fechadas numa câmara de plástico estanque ao ar situado no eixo de rotação da articulação do tornozelo. Durante a fase de apoio, o tampão, localizado sob a sola do AFO, é comprimido pelo peso do sujeito, forçando o ar para dentro do elemento passivo. Isto diminui a força de vácuo. O espaço entre as camadas resulta numa diminuição do atrito de rotação e permite o movimento livre da



Figura 1.3: PneumaFlex.

articulação. Durante a fase de balanço, o ar retorna para o amortecedor, pressionando as folhas laminadas em conjunto para criar uma rigidez de torção máximo de cerca de 4 Nm. Esta AFO oferece um controle de movimento que reage e resiste à queda do pé durante a fase de balanço do ciclo de marcha [6].

Amortecedores de óleo têm sido utilizados para controlar o movimento do tornozelo através da absorção de energia do sistema. Pesquisadores do Centro de Reabilitação de Kanagawa, Japão, construíram uma AFO que utiliza um amortecedor para controlar a viscosidade fixa com movimento do pé, criando forças viscosas para resistir apenas aos movimentos plantares flexores. A AFO usa essa força de resistência para evitar a queda do dedo do pé durante a fase de balanço, permitindo o movimento livre durante a fase de apoio. Os investigadores concluíram que não houve diferenças funcionalmente significativas entre as duas AFOs anteriores, e que a facilidade de ajuste é a maior vantagem do amortecedor a óleo sobre a AFO tradicional [5].

AFOs totalmente ativas são capazes de fornecer energia líquida para o tornozelo, ao contrário de designs de AFOs passivas e semiativas que só podem dissipar ou armazenar e libertar a energia disponível. Até ao momento, AFOs ativas têm restrições porque a tecnologia capaz de atender aos requisitos de energia para a assistência integral não cumpre os requisitos de tamanho e peso de um dispositivo de uso diário. AFOs para reabilitação e diagnóstico têm sido usadas como dispositivos de treino para ajudar a restaurar a função normal de andar [5].

O AnkleBot (figura 1.4), desenvolvido por pesquisadores no Laboratório Newman, Instituto de Tecnologia de Massachusetts, tem sido usado tanto para reabilitação como para medição direta da rigidez passiva da articulação do tornozelo. O dispositivo é acionado por dois atuadores lineares movidos por um motor de corrente contínua, montados para a frente da perna usando uma joelheira e platina. A disposição de tripé dos componentes permite que o pé tenha os três graus de liberdade do pé [7].

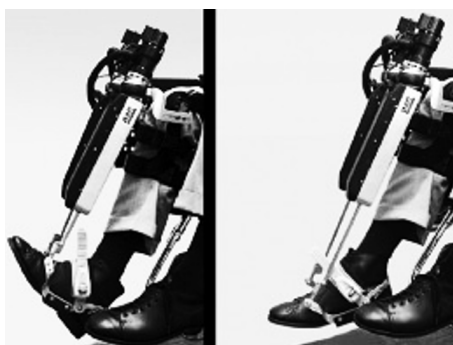


Figura 1.4: AnkleBot.

1.3 Objetivos da dissertação

O principal objetivo da dissertação é caracterizar o movimento humano quando acompanhado por ortóteses. O trabalho assenta na modelação e simulação computacional com recurso ao *software* OpenSim.

Com este trabalho pretende-se melhorar a conceção de ortóteses, nomeadamente a ortótese para tornozelo e pé, recorrendo a modelos numéricos. Será feita uma pesquisa bibliográfica intensiva de modo a obter um grande conhecimento sobre a área, para que se possam melhorar os processos já existentes. Pretende-se, sobretudo, que a simulação numérica acompanhe todo o desenvolvimento destes equipamentos para uma maior facilidade no projeto dos mesmos. Desta forma, consegue-se reduzir recursos de grande importância em todo o seu processo de desenvolvimento, nomeadamente o tempo de espera e o custo de cada ortótese.

Por fim, pretende-se utilizar metodologias de otimização para a diminuição das lesões para um teste de queda num plano inclinado.

1.4 Estrutura da dissertação

Procurou-se organizar a dissertação de modo a que o seu estudo seja claro, objetivo e com um raciocínio fácil de seguir. Para isso, esta dissertação está dividada em 6 capítulos: Introdução, Anatomia Humana e Princípios Biomecânicos, Ortóteses para Membros Inferiores, Modelos Numéricos, Análise de sensibilidades e Otimização e, por fim, Conclusões e Trabalhos Futuros.

O primeiro capítulo introduz o tema ao leitor, os motivos que levaram a este trabalho, o que se pretende alcançar neste estudo e o enquadramento.

No segundo capítulo é realizada uma análise teórica de anatomia necessária para a compreensão do tema e para dar noção ao leitor de alguns termos utilizados ao longo desta dissertação.

O terceiro capítulo consiste num resumo de pesquisa bibliográfica no que toca aos materiais utilizados na produção de ortóteses.

No quarto capítulo é feita uma descrição de todas as etapas envolvidas na construção do modelo numérico. Também se introduz as características de um modelo existente que será utilizado para comparação de resultados. Essa comparação de resultados ocorrerá no capítulo cinco.

O sexto e último capítulo será constituído por duas partes. Numa primeira parte, serão discutidas algumas conclusões retiradas dos resultados do estudo. Na segunda parte são apresentadas algumas ideias para se continuar a desenvolver o trabalho.

ANATOMIA HUMANA E PRINCÍPIOS BIOMECÂNICOS

Neste capítulo é feita uma pequena abordagem de anatomia em volta do membro inferior que é necessária nesta dissertação. Será dada uma ênfase especial à zona do tornozelo, visto ser a zona onde ocorrem mais lesões e para onde a AFO é direcionada. Falaremos sobre as lesões mais comuns e os seus possíveis tratamentos, mas antes é feita uma descrição do ciclo de marcha.

A anatomia é a ciência que estuda a estrutura do corpo humano e funciona como base para o conhecimento sobre o seu movimento. É de extrema utilidade a compreensão da anatomia em geral de modo a que seja possível a identificação de ossos, localização de músculos, inervação, irrigação sanguínea e outras estruturas significantes numa qualquer zona do corpo [8].

A criação e compreensão das designações básicas associadas à anatomia é importante uma vez que permite uniformizar as estruturas músculo-esqueléticas e articulares. Esta uniformização leva a que exista uma compreensão geral para uniformizar referências à anatomia no desempenho das suas funções [9].

A descrição de posição de um segmento ou de um corpo em relação ao outro tem como base a posição anatómica de referência (figura 2.1). Esta posição é caracterizada pela posição ereta vertical com os pés ligeiramente separados, os braços afastados do corpo e as palmas das mãos viradas para a frente [10].

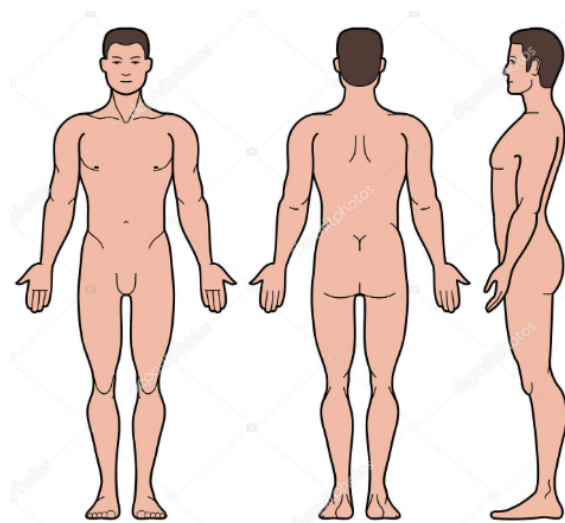


Figura 2.1: Posição anatômica de referência[11].

2.1 Planos e Eixos Anatômicos de Referência

A descrição dos movimentos do ser humano é referida tendo como base planos e eixos de referência [8, 9]. Existem três planos anatômicos de referência: plano sagital, plano frontal e plano transversal. Estes são perpendiculares entre si interseccionando-se no centro de massa (figura 2.2). A partir destes planos é possível descrever os movimentos do corpo humano num espaço dimensional. De seguida apresentam-se alguns movimentos que ocorrem em cada plano:

- Plano Sagital - plano onde ocorrem movimentos para a frente e para trás assim como os movimentos de flexão, extensão e hiperextensão. Este plano faz a divisão do corpo humano nas metades lateral e medial;
- Plano Frontal ou Coronal - plano onde se realizam os movimentos laterais do corpo, movimentos de rotação, abdução e adução. Este plano divide o corpo humano nas metades anterior e posterior.
- Plano Transversal - plano onde ocorrem movimentos horizontais do corpo e dos segmentos corporais quando o corpo se encontra na posição ereta, movimentos de rotação em torno do eixo horizontal. Este plano divide o corpo humano nas metades inferior e superior.

Os eixos de referência também são três: eixo frontal, eixo longitudinal e eixo sagital. À semelhança dos planos de referência, os eixos também se encontram perpendicularmente entre si (figura 2.2).

- Eixo frontal ou transversal - linha imaginária através da qual ocorrem as rotações no plano sagital.

- Eixo sagital - linha imaginária na qual ocorrem as rotações no plano frontal.
- Eixo longitudinal - linha imaginária em volta da qual ocorrem as rotações do plano transversal.

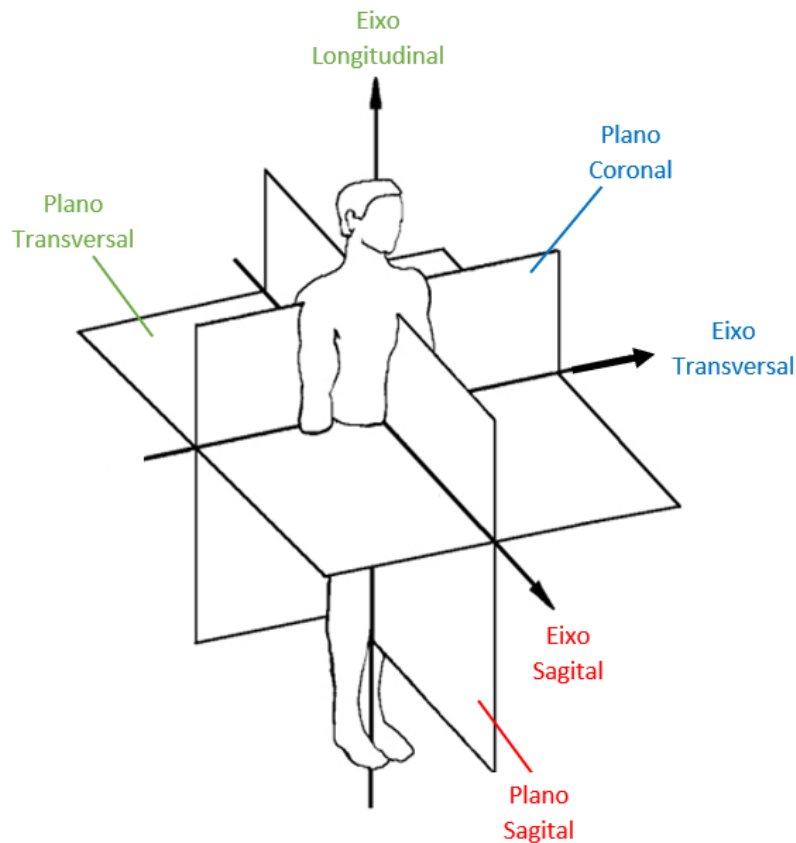


Figura 2.2: Eixos anatômicos de referência [12].

Em seguida estão listados alguns termos direcionais mais utilizados. Estes termos direcionais são importantes para descrever a relação entre as diferentes partes do corpo ou a localização de um objeto externo em relação ao mesmo.

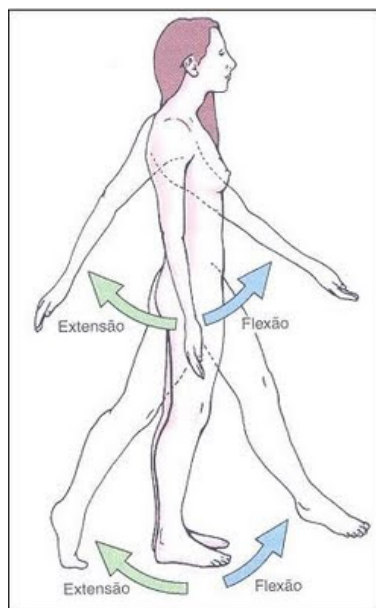
- Superior - em direção à cabeça;
- Inferior - em direção aos pés;
- Anterior - para a frente do corpo;
- Posterior - para a parte de trás do corpo;
- Medial - para a linha média do corpo;
- Lateral - afastado da linha média do corpo;
- Proximal - mais próximo do tronco/coração;

- Distal - afastado do tronco/coração;
- Superficial - para a superfície do corpo;
- Profundo - dentro do corpo e afastado da superfície corporal.

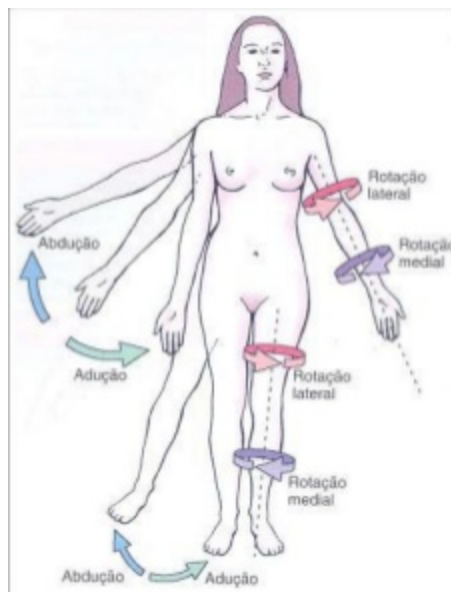
2.1.1 Terminologia básica dos movimentos

A grande parte dos movimentos feitos pelo corpo humano tratam-se de combinações de movimentos lineares com movimentos angulares. É necessário ter presente a posição anatômica de referência para caracterizar estes movimentos. Ao considerar esta posição estamos a dizer que todos os segmentos do corpo se encontram na posição de grau zero. Através desta posição conseguimos caracterizar os movimentos consoante a direção e o ângulo descrito [10, 13].

Tendo em conta a posição anatômica podemos diferenciar os movimentos de acordo com o plano em que estão a atuar. No plano sagital (figura 2.3a) ocorrem movimentos de flexão, extensão, hiperextensão, dorsiflexão e flexão plantar. Os movimentos no plano frontal (figura 2.3b) incluem abdução e adução, flexão lateral, elevação e depressão, inversão e eversão, e desvio radial e ulnar.



(a) Plano sagital.



(b) Plano frontal.

Figura 2.3: Movimentos de rotação nos planos sagital e frontal [14].

No plano transversal, os movimentos que ocorrem são principalmente de rotação em torno do seu eixo longitudinal, rotação para a esquerda e para a direita, rotação medial e lateral, supinação e pronação e abdução e adução horizontais, tal como representado na figura 2.4.

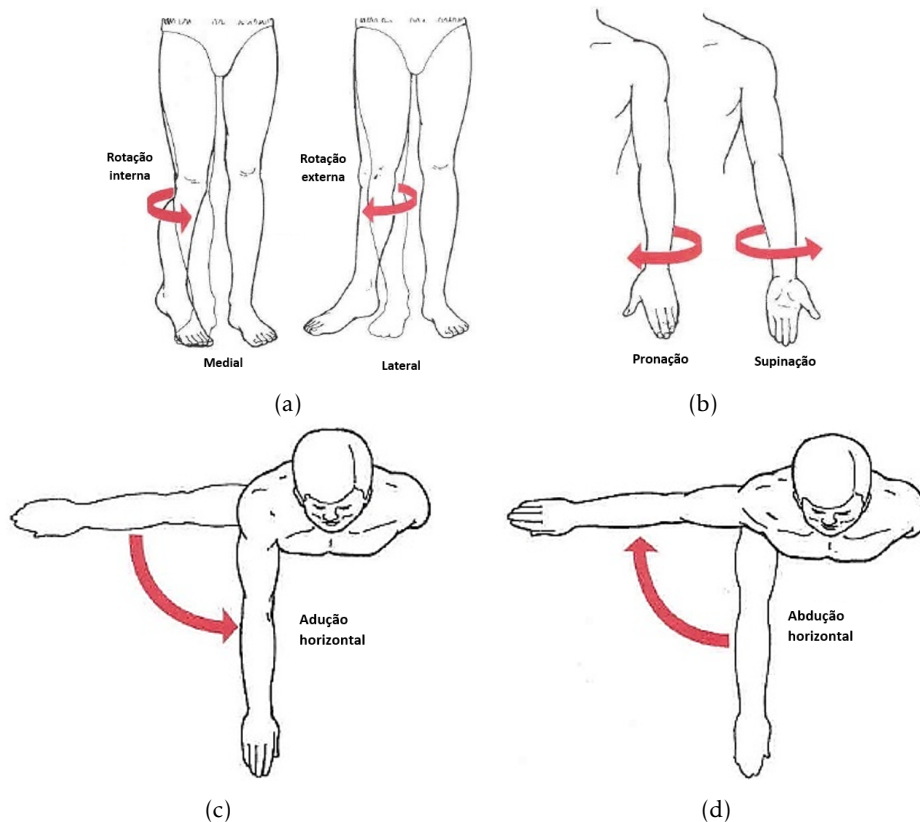


Figura 2.4: Movimentos de rotação no plano transversal [10].

2.2 Sistema Esquelético

O corpo humano é constituído por 206 ossos, 300 articulações e mais de 600 músculos. Por mais curioso que pareça, não há um número exato de músculos no corpo, porque as diferentes fontes agrupam os músculos de maneira diferente. No entanto, todos concordam que existem mais de 600.

O corpo humano pode ser dividido em quatro grandes grupos (figura 2.5), nomeadamente cabeça, pescoço, tronco e membros. Este último subdivide-se em dois grupos: membros superiores (braços) e membros inferiores (pernas). Para este trabalho importa aprofundar os conhecimentos em relação aos membros inferiores visto que é o local onde as AFO operam [15].

2.2.1 Membro Inferior

O membro inferior está representado na figura 2.6 e é responsável pela sustentação do peso corporal, pela locomoção e pelo equilíbrio do corpo. O esqueleto do membro inferior é formado 62 ossos. De grosso modo, ele é constituído pela cintura pélvica cujo osso é designado por íliaco (osso do quadril), pela coxa que é constituída pelos ossos patela e

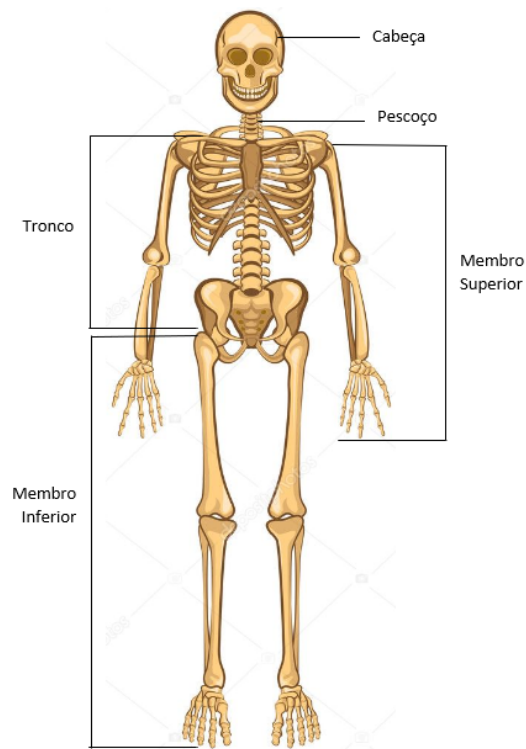


Figura 2.5: Esqueleto humano e respetiva divisão (adaptado de [16]).

fémur, pela perna formada pelos ossos fíbula e tíbia e, por fim, pelo pé onde se encontram os ossos tarso, metatarso e falanges [15].

As lesões para as quais as AFO são prescritas ocorrem ao nível do tornozelo. Então, em seguida apresenta-se uma descrição dos ossos e articulações presentes entre a perna e o pé.

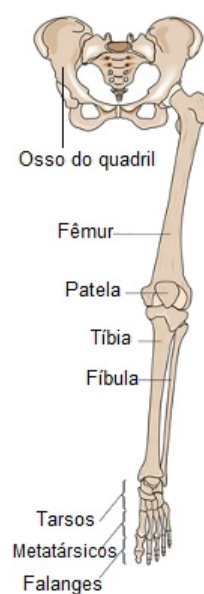


Figura 2.6: Membro Inferior [17]).

2.2.2 Tornozelo

Os nossos pés (figura 2.7) são formados pelos ossos do tarso, metatarso e falanges. Os ossos do tarso são pequenos e formam um grupo de sete ossos: o calcâneo, tálus (antigamente chamado de astrágalo), navicular, cubóide, cuneiforme medial, cuneiforme intermédio e cuneiforme lateral. Os ossos metatársicos, por sua vez, são um grupo formado por cinco ossos longos. Por fim, temos as falanges dos pés, que formam um grupo de 14 ossos compridos. No total, cada pé é formado por 26 ossos.

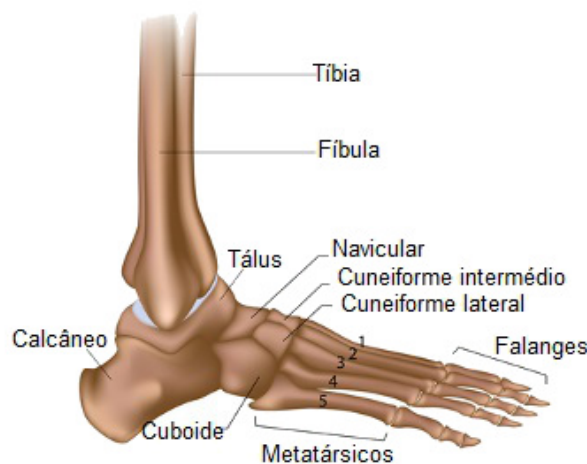


Figura 2.7: Principais ossos constituintes do pé [18].

2.3 Articulações

As articulações do corpo humano são responsáveis pela orientação dos movimentos dos segmentos corporais. As estruturas anatómicas das articulações variam pouco de pessoa para pessoa. O mesmo acontece com as direções nas quais os segmentos corporais, como a coxa e a perna, se movimentam ao nível da articulação [10].

O facto de os ossos apresentarem todas estruturas irregularmente moldáveis, múltiplos ligamentos e músculos a atuar num só segmento, leva a que exista a necessidade de uma interação harmoniosa e combinada nas articulações para se conseguir obter um movimento cadenciado [8].

A articulação do tornozelo, ou tíbio-tarsiana, é a articulação distal do membro inferior. Isto é, uma articulação móvel e, sendo assim, possui todos os componentes necessários para desempenhar o papel do tornozelo. O tornozelo é formado pela união de três ossos: a tibia, a fíbula e o tálus. Possui 31 articulações e 20 músculos que lhe são próprios [15]. As articulações do tornozelo são algumas das articulações mais importantes e mais móveis do corpo humano, e permitem uma grande quantidade de movimentos (figura 2.8) que promovem a locomoção. A figura 2.9 tem apenas a função de facilitar a visão dos movimentos representados na figura anterior.

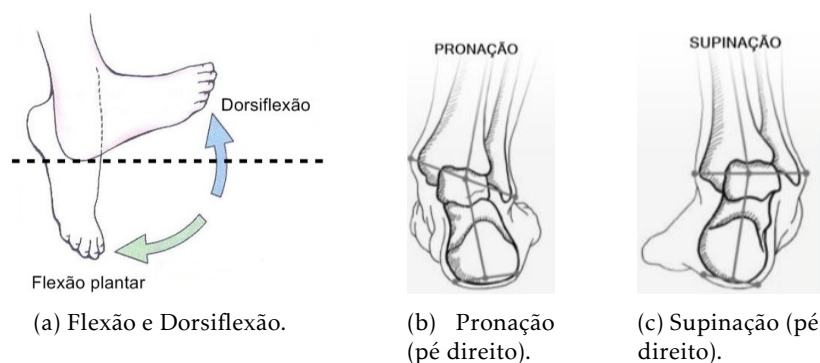


Figura 2.8: Movimentos do tornozelo.

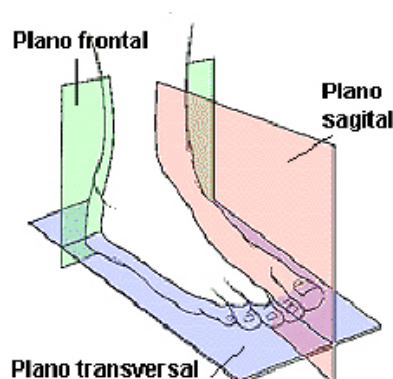


Figura 2.9: Planos anatômicos de referência no pé.

2.3.1 Articulações do tornozelo

O complexo articular do tornozelo é formado por três articulações que desempenham um importante papel na função biomecânica, sendo elas a articulação tibiofibular distal, constituída pela articulação da tíbia com a fíbula, a articulação tibiotársica ou a talocrural, formada pela tíbia, fíbula e talus, e por último, a articulação subtalar formada pelos ossos do talus e calcâneo [19]. Esta última é a mais relevante para o presente caso de estudo.

O papel desempenhado pela articulação do tornozelo é um papel de estabilidade, visível quando altas forças são absorvidas pelo membro aquando solicitações de paragem ou rotação. Apesar de tudo, caso as estruturas envolvidas sofram algum tipo de lesão, esta articulação pode tornar-se bastante instável [8].

A articulação subtalar representada na figura 2.10 encontra-se entre o astrágalo com o calcâneo, sendo responsável pela união destes ossos. O tálus também se articula com o navicular, e a articulação talonavicular é envolvida nos movimentos atribuídos à articulação subtalar. Situada verticalmente no mesmo nível da articulação tíbio-tarsiana e inferiormente disposta, a articulação subtalar permite que haja mobilidade em direções mais numerosas que a tíbio-társica, nos três planos do espaço (sagital, frontal ou coronal, transversal - figura 2.9) porém, com amplitude mais reduzida [15].

A parte óssea e os constituintes ligamentares da articulação fornecem a robustez que esta articulação precisa para ser eficaz. Apesar de a robustez deste conjunto de estruturas, o tornozelo é particularmente susceptível a lesões traumáticas, não permitindo movimentos excessivos do mesmo. A função principal da articulação subtalar é permitir que o pé se acomode ao solo durante a marcha em superfícies irregulares.

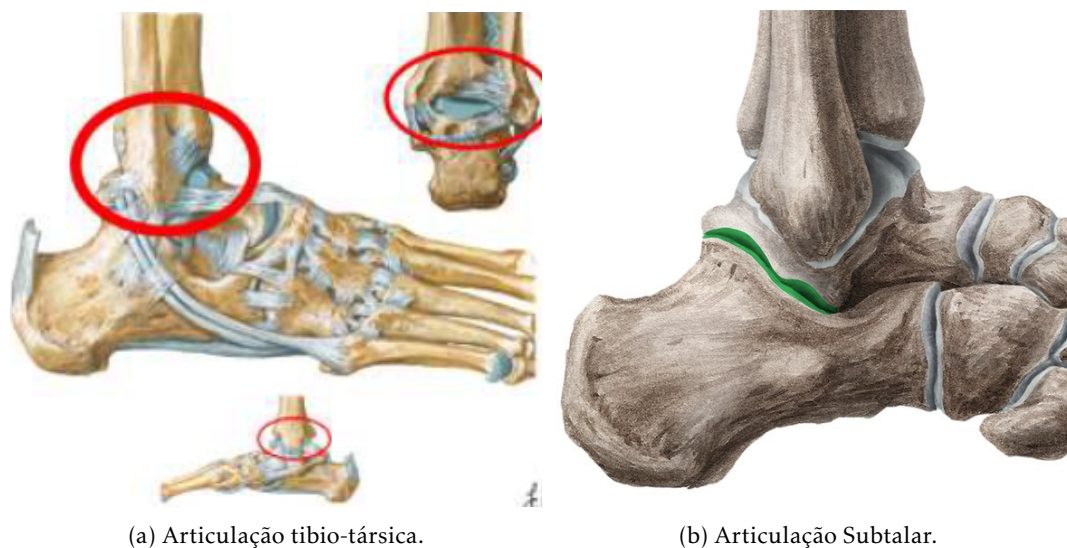


Figura 2.10: Articulação subtalar (destacada a verde) em b (adaptado de [20]).

2.4 Ciclo de Marcha

A marcha humana é caracterizada por uma sequência de diversos eventos rápidos e complexos, sendo a sua observação clínica muito importante, principalmente para a identificação de alterações de acontecimentos e a observação do seu grau de afastamento daquilo que é considerado normal. A sua análise é fundamental quando se pretende conceber dispositivos como ortóteses para o membro inferior [1].

O ciclo de marcha engloba uma sucessão de movimentos que ocorrem em cada passada (espaço entre o contacto inicial do membro de referência no solo até ao novo contacto desse mesmo membro no solo), podendo ser dividido em duas grandes fases: a fase de apoio e fase de balanço. Por sua vez, estas podem ainda ser subdivididas e analisadas em diversos momentos [9].

O ciclo de marcha começa com o primeiro contacto do calcanhar do pé direito com o solo [9] e termina quando ocorre o novo contacto do calcanhar do pé direito com o solo, tendo a duração aproximadamente de um segundo.

Normalmente, a fase de apoio é maior que a fase de balanço, ocupando cerca de 60% do ciclo de marcha. Na fase de apoio, o pé está em contacto com a superfície de apoio, ao contrário da fase de balanço. Nesta, o pé não está em contacto com a superfície de apoio, terminando no momento em que o calcanhar encontra de novo o solo (figura 2.11). Durante esta fase, o membro contra lateral que não está em contacto com a superfície de

apoio permite que o membro inferior se mova para a frente, levando ao avanço da perna. A fase de apoio é dividida em cinco partes e a fase de balanço é dividida em três partes.

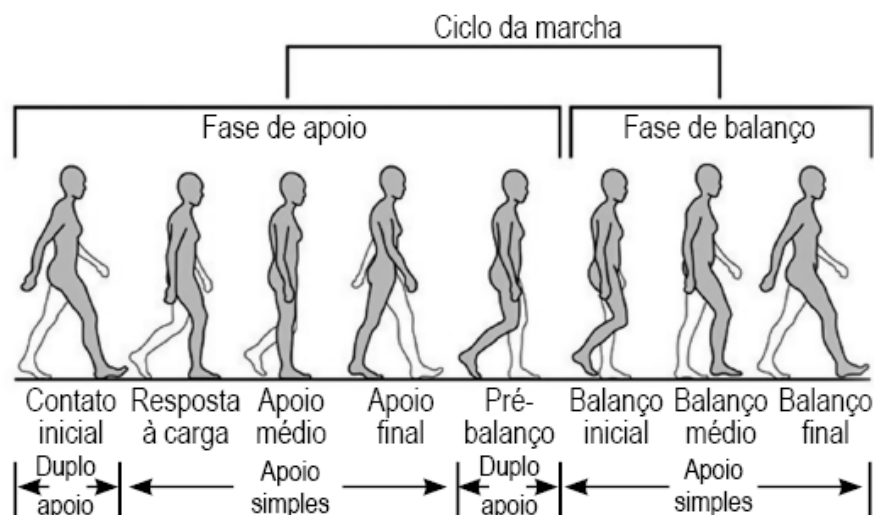


Figura 2.11: Ciclo de marcha humana normal [21].

A fase de apoio pode ser subdividida em duplo apoio (inicial e final) e apoio simples. Na subfase de apoio duplo, ambos os pés estão em contacto com o solo, correspondendo a cerca de 10% do ciclo de marcha total (para cada membro inferior). A duração de duplo apoio tende a diminuir à medida que a velocidade de marcha aumenta, desaparecendo totalmente na corrida. A subfase de apoio simples representa cerca de 40% do tempo de ciclo completo de marcha. Neste momento, ocorre a diminuição da carga do membro apoiado e a sua preparação para a fase de balanço [22]. Assim, na fase de apoio tem-se:

- Contacto inicial - corresponde ao momento em que o pé toca no solo;
- Resposta à carga - prolonga-se até ao desprendimento do pé oposto do solo;
- Apoio médio - tem início com a saída do pé contra lateral do solo e continua até que o peso corporal esteja exatamente sobre a região anterior do pé apoiado;
- Apoio final - tem início com a elevação do calcanhar do pé apoiado e estende-se até ao contacto inicial do pé oposto;
- Pré-balanço - que se inicia com o contacto inicial do pé oposto e se estende até ao desprendimento do pé apoiado.

A fase de balanço corresponde a 40% do tempo total do ciclo de marcha e pode ser subdividida em três subfases: balanço inicial (ou aceleração), balanço médio e balanço final (ou desaceleração). A primeira subfase (figura 2.12) ocorre no momento em que o apoio perde contacto com o solo e o membro inferior é acelerado no sentido do movimento através da flexão das articulações da anca e joelho acompanhadas por uma dorsiflexão

da articulação do tornozelo. A subfase do balanço médio ocorre no momento em que o membro inferior em aceleração se encontra alinhado com o membro inferior em apoio. Por fim, a terceira subfase ocorre aquando do momento de desaceleração do membro inferior, preparando-o para o contacto novamente com o solo [22].

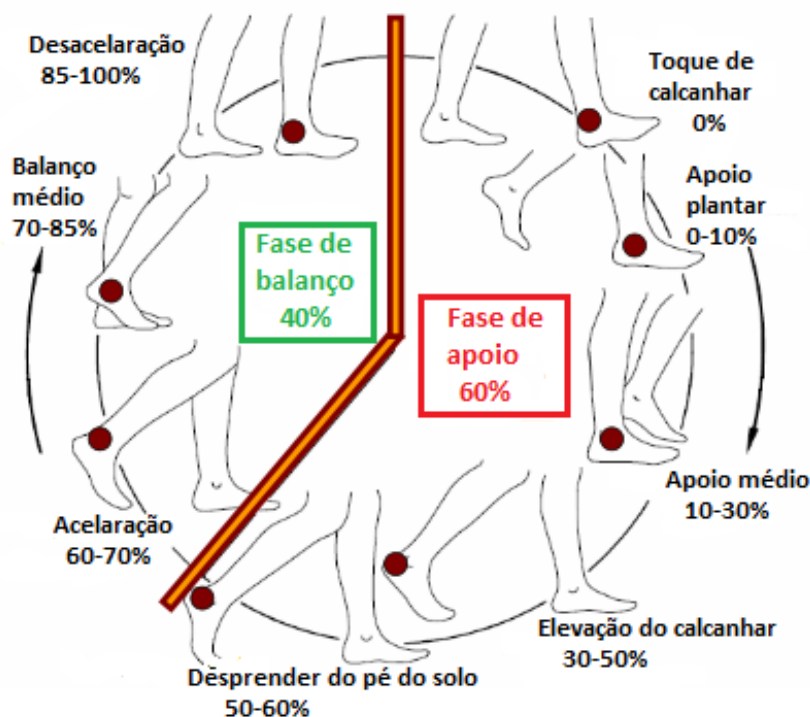


Figura 2.12: Ciclo de marcha humana normal - fases [23].

2.4.1 Análise da Marcha Humana

A análise da marcha pode ser entendida como a medição quantitativa e avaliação da locomoção humana e inclui tanto o caminhar como o correr. A análise do ciclo de marcha permite também a análise das forças a atuar e quais os elementos anatómicos envolvidos no mesmo. O estudo deste processo descreve a existência de muitas forças presentes, nomeadamente as forças de reação do solo, forças musculares e dos ligamentos. Estas forças são responsáveis por produzir um conjunto de forças de corte, compressão e torção na articulação do tornozelo [24]. Em biomecânica, atletas e treinadores usam técnicas de análise de movimento para investigar maneiras de melhorar o desempenho, por exemplo, evitando lesões [25].

Para o desenvolvimento de um dispositivo como uma ortótese para o membro inferior é essencial abordar algumas questões para além dos conhecimentos dos movimentos realizados pelo membro, como por exemplo, estudar a marcha humana. Através desta análise é possível perceber em que fases da marcha o esforço é feito na ortótese/prótese e onde é maior ou menor, podendo entre outros aspetos adequar-se a forma do dispositivo

a estas forças exercidas, ou até mesmo alterar-se o tipo de material destes dispositivos médicos, para que estes se adequem aos esforços requeridos.

Para o desenvolvimento de uma boa ortótese, que auxilie e garanta um padrão de "marcha normal", é igualmente importante observar em que fases do caminhar se exercem maiores forças no solo e qual a percentagem do peso corporal aplicada nesse momento. Normalmente, a fase da marcha em que mais percentagem do peso do corpo é aplicada nos membros inferiores, é na fase do pico de desaceleração e na fase do pico de aceleração da marcha [26].

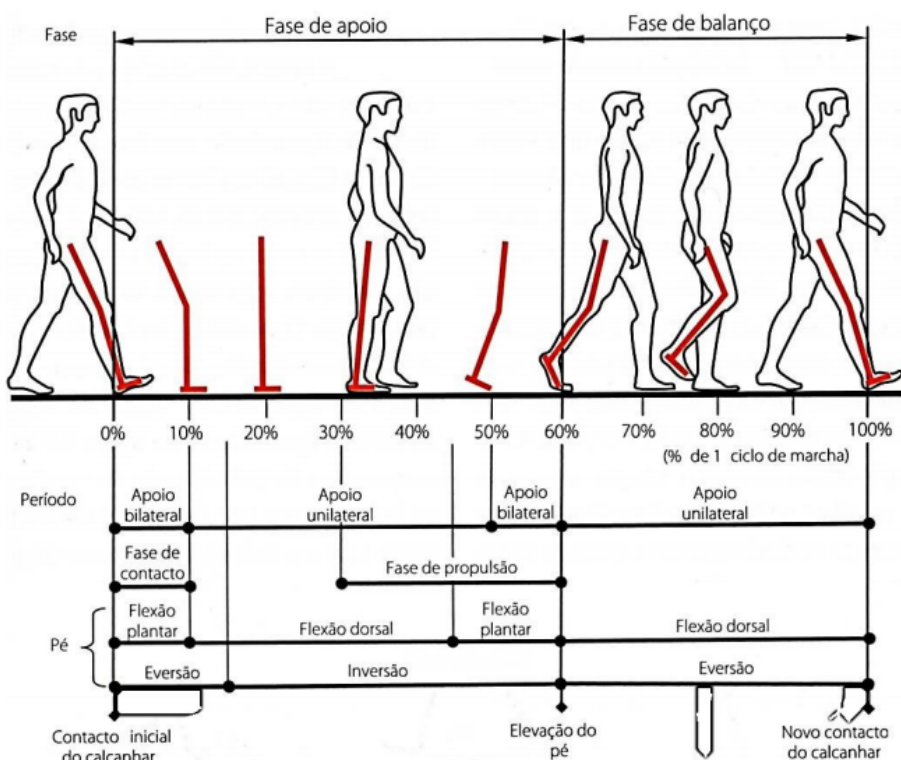


Figura 2.13: Ciclo de marcha humana - fases de apoio e balanço [27].

2.5 Lesões ao nível do tornozelo e possíveis tratamentos

As entorses do tornozelo são, provavelmente, as lesões mais comuns no universo das alterações músculoesqueléticas. Estima-se que 15-25% de todas as lesões músculoesqueléticas sejam deste tipo.

Os ligamentos são responsáveis por providenciar estabilidade e permitir determinadas amplitudes de movimento nas articulações. Estas características são possíveis devido ao apropriado balanço das propriedades e da geometria dos ligamentos [9]. A estabilidade é permitida através do desenvolvimento de forças que vão contra a direção do movimento, funcionando como um elástico. Esta característica dos ligamentos leva a que exista o risco de lesão quando a solicitação ultrapassa o valor do limite elástico [28].

2.5.1 Lesão por inversão e eversão do tornozelo

A grande parte das entorses ocorre nos ligamentos da articulação subtalar. Estas lesões podem ser causadas por inversão e por eversão do tornozelo (figura 2.14a).

A inversão do tornozelo é um movimento que combina supinação, adução e flexão plantar. Por outro lado, a eversão é um movimento que junta pronação, abdução e dorsi-flexão (figura 2.14b).

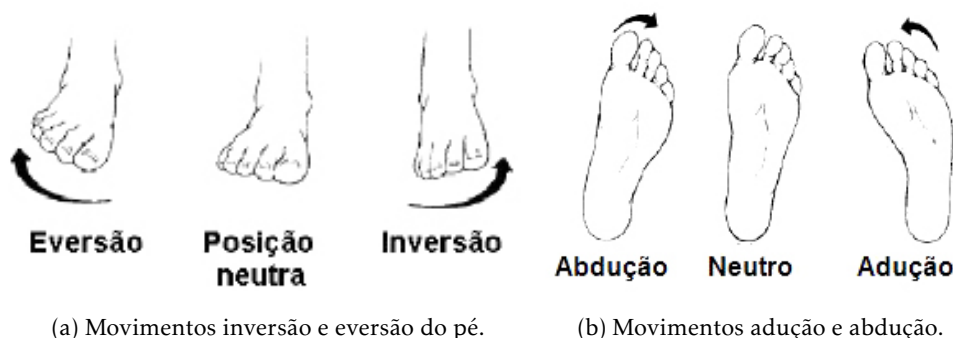


Figura 2.14: Movimentos do pé.

De entre as várias articulações e ligamentos que existem em volta do tornozelo, há dois complexos ligamentares que devem ser destacados: complexo ligamentar lateral (figura 2.15) e complexo ligamentar medial (figura 2.16).

O primeiro pode ser observado pela parte externa do tornozelo e é constituído pelos ligamentos talofibular posterior (LTFP), calcâneo fibular (LCF) e talofibular anterior (LTFA). A principal função deste grupo de ligamentos é impedir a inversão excessiva do pé. Por ser o grupo ligamentar mais afetado nas entorses, será dada maior ênfase à sua lesão no decorrer desta dissertação. [19].

A maioria das lesões ligamentares laterais do tornozelo resolve-se espontaneamente com tratamento conservador. Poucos são os casos que necessitam de cirurgia.

A lesão ligamentar lateral ocorre durante a flexão plantar e inversão do pé, que é a posição de máxima tensão no ligamento talofibular anterior. Por essa razão, este ligamento é o mais lesionado durante o traumatismo e inversão do pé. Em lesões por inversão de maior gravidade os ligamentos calcâneo-fibular, o talofibular posterior e o subtalar também podem ser afetados.

Uma vez que o perónio se estende mais para o maléolo externo (figura 2.17) do que a tibia para o interno (figura 2.17), é criado um bloqueio à eversão do tornozelo, resultando numa maior amplitude de movimento em inversão do que em eversão e, como tal, que as lesões por inversão do tornozelo são mais comuns do que as por eversão [30].

Nas instabilidades subtalares crónicas deve-se inicialmente optar por uma reabilitação funcional com aparelhos (fisioterapia) do tornozelo. Se esse programa falhar, a reparação primária (ortóteses) ou reconstrução (cirurgia) podem ser benéficas. Os procedimentos devem contemplar a articulação subtalar.

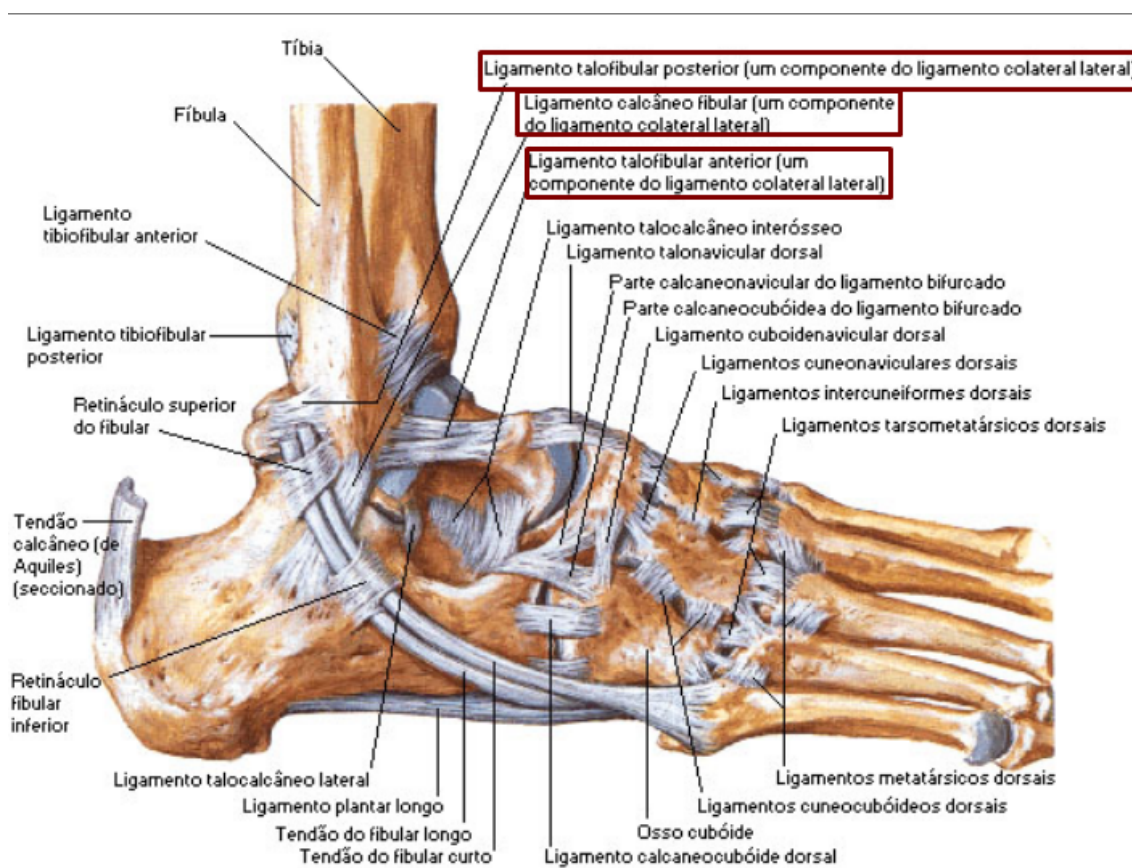


Figura 2.15: Vista lateral do pé [29].

O complexo ligamentar medial pode ser visto pela parte interna do tornozelo e é constituído pelos ligamentos tibiotalar posterior (LTP), tibiocalcâneo (LTC), tibionavicular (LTN) e tibiotalar anterior (LTA). Muitas vezes é chamado de ligamento deltóide.

O ligamento deltóide, é um feixe triangular, robusto e achatado, formado por dois grupos de fibras: as superficiais (fibras tibionaviculares, calcaneotibiais e talotibiais posteriores) e as profundas (fibras talotibiais anteriores). A principal função do ligamento deltóide é estabilizar a região medial do tornozelo e impedir movimentos de eversão excessivos [19].

As lesões do ligamento deltóide ocorrem, mais frequentemente, associadas a fraturas do tornozelo. Elas são raras como lesão isolada. As lesões isoladas verdadeiras do deltóide parecem evoluir bem com tratamento conservador funcional, tal como em lesões ligamentares laterais do tornozelo. Devido a se tratar de uma estrutura de resistência elevada, a lesão do ligamento deltóide é mais difícil de ocorrer. Está geralmente associada a traumatismos de elevada energia.

As lesões dos ligamentos do complexo medial são menos frequentes, porque o ligamento deltóide é o mais forte de entre os ligamentos do tornozelo. É mais comum haver fratura por arrancamento do maléolo medial do que rotura do ligamento deltóide.

A amplitude articular do movimento de inversão é de, aproximadamente, 25 a 30

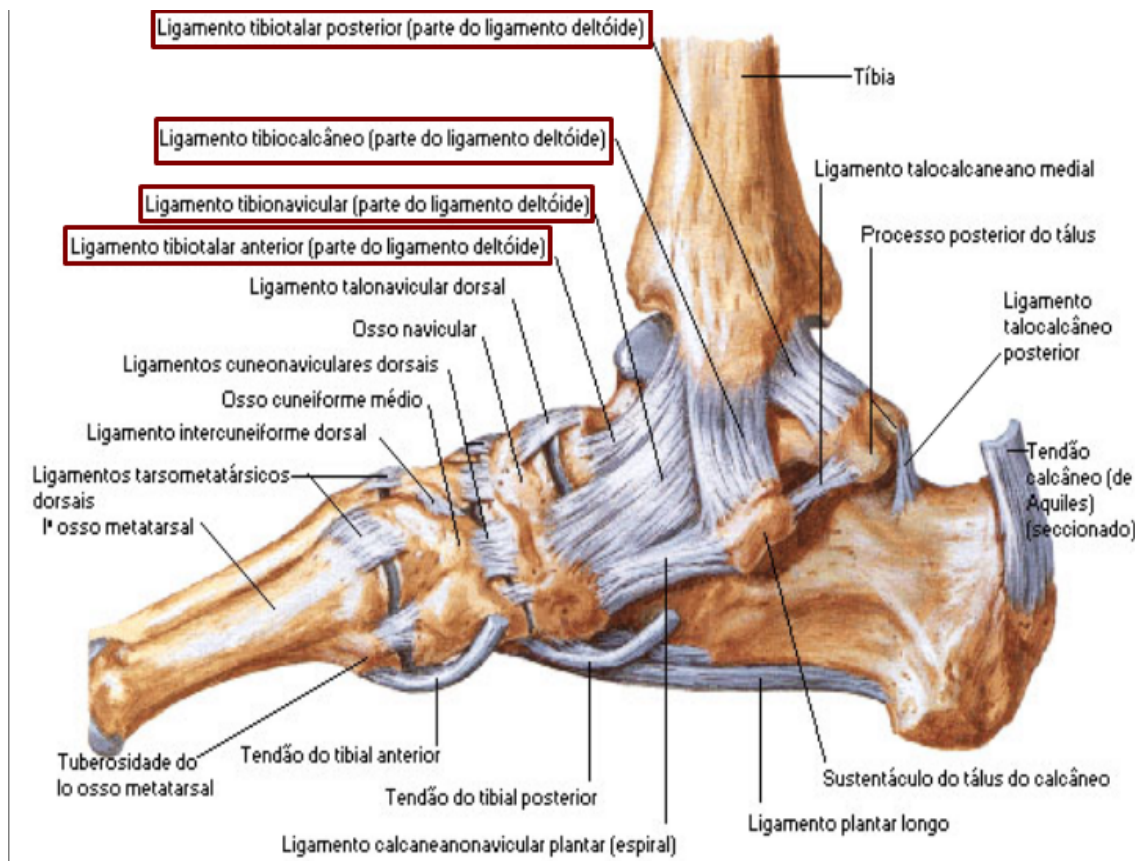


Figura 2.16: Vista medial do pé [29].

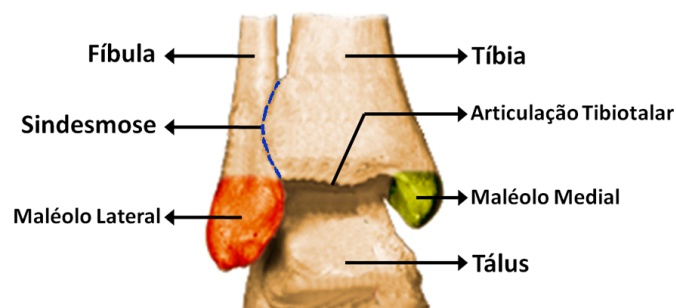


Figura 2.17: Localização dos maléolos externo (lateral) e interno (medial).

graus, e do movimento de eversão de cerca de 5 a 10 graus [31].

Tendo por base a amplitude articular correspondente ao movimento de inversão e estudos realizados anteriormente, pode-se afirmar que ângulos de inversão superiores a 25 graus podem provocar lesão por inversão do tornozelo, sendo este valor aquele que será usado como base para a realização desta investigação [15, 32]. Seguindo o mesmo raciocínio, considera-se possibilidade de lesão por eversão do tornozelo para amplitudes superiores a 5 graus.

ORTÓTESES PARA MEMBROS INFERIORES

Este capítulo pretende dar conhecimento ao leitor sobre os tipos de ortóteses existentes e as suas características, bem como os materiais utilizados na produção das mesmas. Será dado um ênfase especial às ortóteses destinadas para o membro inferior. Neste capítulo também se irá descrever os materiais utilizados na produção de ortóteses.

3.1 Ortóteses

As ortóteses são aparelhos ortopédicos prescritos em caso de acidentes, doenças no sistema locomotor ou em caso de algumas lesões, que ocorrem principalmente em atividades desportivas. Estes dispositivos biomecânicos têm como objetivos aumentar a mobilidade, estabilizar/imobilizar, aliviar/distribuir forças nos membros lesionados, fornecer a orientação correta dos membros e diminuir o risco de lesões.

As ortóteses podem ser agrupadas em ortóteses para o tronco, para o membro superior e para o membro inferior, de entre as quais podem ser classificadas segundo a área envolvida. Assim, para o membro inferior pode ter-se as seguintes ortóteses:

- FO (*Foot Orthosis*) - ortóteses plantares;
- AO (*Ankle Orthosis*) - ortóteses para o tornozelo;
- AFO (*Ankle Foot Orthosis*) - ortóteses para tornozelo e pé;
- KO (*Knee Orthosis*) - ortóteses para o joelho;
- HO (*Hip Orthosis*) - ortóteses para a anca;
- KAFO (*Knee Ankle Foot Orthosis*) - ortóteses para joelho, tornozelo e pé;
- HKAFO (*Hip Knee Ankle Foot Orthosis*) - ortóteses para anca, joelho, tornozelo e pé.

Esta terminologia foi realizada pela entidade *International Organization for Standardization* (ISO), e hoje é utilizada a nível mundial. Na figura 3.1 podem ver-se alguns tipos de ortóteses que existem hoje em dia, mas esta dissertação assenta na ortótese para o tornozelo e pé (figura 3.1b), sendo designada por AFO (Ankle Foot Orthosis).



Figura 3.1: Tipos de ortóteses para membros inferiores.

As ortóteses podem ser classificadas como passivas ou ativas. As ortóteses passivas foram as primeiras ortóteses que surgiram e não possuem nenhum tipo de atuador acionado por comandos elétricos, mas que podem possuir elementos mecânicos (molas ou amortecedores) para controlar o movimento da articulação do tornozelo durante a marcha. Podem ser usadas para promover o movimento, no qual o seu funcionamento depende totalmente do movimento do paciente, ou para restringir algum movimento.

As ortóteses ativas utilizam atuadores de diversos tipos controlados por sinais elétricos. Inicialmente, as ortóteses ativas eram desenvolvidas a partir das ortóteses passivas. Elas possuem uma fonte de energia incorporada, atuadores para movimentar a articulação e um componente que controla a aplicação do torque durante a marcha. Estas ortóteses são muito utilizadas nos exercícios físicos de reabilitação funcional, pois os movimentos gerados pela ortótese estimulam o sistema nervoso a reaprender os movimentos perdidos ou parcialmente perdidos [33].

As ortóteses AFO passivas são indicadas para tratar lesões relacionadas com o tornozelo, restringindo o movimento do conjunto tornozelo-pé em todos os planos, proporcionando assim uma maior estabilidade, fornecendo suporte e o posicionamento correto para o tornozelo e articulações em volta. Já as ortóteses AFO ativas são utilizadas diariamente ou para diagnosticar e auxiliar o paciente. Elas também conseguem adaptar-se a mudanças na marcha, o que não acontece com as AFO passivas que, devido à sua rigidez, atrapalham a marcha entre o calcanhar, tornozelo e os dedos.

3.1.1 AFO

As ortóteses AFO são talvez aquelas que são receitadas com mais frequência. As AFO podem encontrar-se pré-fabricadas ou podem ser feitas por medida. As pré-fabricadas nem sempre oferecem os melhores resultados, pois este tipo de equipamento deve ser

customizado e adaptado conforme as necessidades de cada paciente. No entanto, estas são fabricadas em vários tamanhos, diferentes materiais e vários formatos. As ortóteses feitas por medida nascem de uma parceria entre o médico e o técnico ortopedista. Estas são realizadas a partir de um molde do membro inferior do paciente, obtendo-se desta forma o formato perfeito que melhor se adapta ao indivíduo. Mas antes, este molde deve sofrer as alterações necessárias para que o dispositivo responda às necessidades específicas do paciente. Assim, é possível corrigir a marcha do cliente ou mesmo curar possíveis lesões em menos tempo, comparativamente às ortóteses pré-fabricadas.

O facto de as AFO serem customizadas aponta para uma grande desvantagem visto que se trata de um processo realizado por tentativas, uma vez que existem vários fatores a ter em atenção na sua conceção, nomeadamente o conforto do paciente, a proteção e a assistência ao movimento. Todo este processo acaba por ser muito demorado e dispendioso. As ortóteses devem possuir uma boa resistência ao desgaste, à corrosão e toxicidade, bom acabamento, cor agradável, textura suave e ausência de cheiro.

Assim, a seguir apresentam-se algumas características do projeto ideal para uma AFO:

- Rigidez mínima para que se consiga máximo conforto e baixo custo de material. No entanto, o material tem de possuir uma rigidez que permita suportar a posição desejada para que exista realmente a intervenção da ortótese no processo de recuperação;
- Torque menor exigido pela AFO ativa - para que assim o motor seja pequeno e o mais compacto possível (o que terá também influência no peso da AFO);
- Evitar lesão no tornozelo do paciente (ângulo de inversão do tornozelo inferior a 25°);
- Quantidade mínima de tempo que a AFO está ativa com o objetivo de maximizar a vida útil da bateria;
- O peso do dispositivo não deve ser elevado para que não haja descompensações durante a marcha do paciente e este não faça esforços que não são naturais.

3.2 Materiais Utilizados nas AFO

A escolha do material não é muito intuitiva. São vários os estudos realizados sobre o assunto, porque existem alguns fatores a ter em consideração na escolha do material da ortótese. No entanto, já se conhecem vários materiais com boas propriedades que podem ser utilizados para este fim.

O material escolhido terá de atender a algumas condicionantes externas, como por exemplo as possibilidades financeiras do cliente, o seu peso e qual o tipo de intervenção que este necessita. A resistência da AFO deve ser adequada aos movimentos que o paciente é submetido. O material deve ser confortável de forma a não criar irritações na

superfície de contacto com a ortótese (pele). É feita uma comparação dos materiais com as propriedades mecânicas e químicas do corpo humano (incluindo pele, ossos e músculos). Desta forma, obtém-se as classes de materiais possíveis para o paciente em questão.

A flexibilidade deve ser tanta quanto o necessário para permitir o ajuste aos movimentos base e a ortótese não deve ter um volume muito elevado. Caso contrário, esta irá possuir uma espessura grande que vai causar desconforto. É importante também que a ortótese possa ser limpa por questões de higiene e durabilidade e, por fim, a facilidade de manejo não deve impor dificuldades para o paciente na colocação e remoção da ortótese. A facilidade de utilização não depende apenas de material, mas também da prática do profissional.

Os metais são os materiais mais utilizados na história da humanidade. Atualmente são vários os metais utilizados na construção de uma ortótese. Podem enumerar-se alguns [34]:

- Aço - muito utilizado e normalmente apresenta uma alta ductilidade e rigidez, principalmente quando se adiciona níquel à sua constituição. Contudo, o seu baixo peso específico e pouca flexibilidade são duas das suas principais desvantagens;
- Alumínio - muito utilizado nas ortóteses devido à sua resistência à tensão e baixo peso específico, quando comparado com o aço. Assim, sempre que sejam necessárias ortóteses com peso reduzido, o alumínio torna-se numa ótima opção;
- Ligas de Titânio e de Magnésio - possuem mais resistência à corrosão e pequeno peso específico, apresentando assim menor densidade. São utilizadas quando se precisa de pouco volume e muita resistência, embora sejam muito caras;
- Gesso - este é um material que, apesar de antigo, ainda é muito utilizado hoje em dia, devido ao seu baixo custo. No entanto, o gesso é de difícil higienização, não é lavável e é pouco resistente a quedas e humidade. Nos dias de hoje é utilizado o gesso sintético que, embora seja mais caro a sua resistência aumenta exponencialmente.

O grupo dos materiais poliméricos também tem propriedades que o torna útil na construção de estruturas, dispositivos e produtos em geral. Normalmente, os polímeros são leves, flexíveis e apresentam uma boa resistência à corrosão. Os polímeros podem ser divididos em dois grupos:

- Termoplásticos - estes deformam-se quando são aquecidos e endurecem quando esfriam, podendo ser moldados outra vez quando aquecidos novamente. Devido a esta vantagem, estes acabam por ser os mais utilizados;
- Termoendurecíveis - moldam-se quando aquecidos e não podem ser remoldados porque estes não deformam quando são reaquecidos.

Normalmente os modelos feitos de plástico termo-moldável são adaptados com tiras de velcro (figura 3.1b). As tiras de velcro podem colocar-se abaixo do joelho e, por vezes, também no dorso do pé. Este tipo de AFO tem como principal evitar a queda do pé na fase de balanço, contrariando o equinismo, sendo por isso conhecidas também por talas anti-equino.

3.3 Princípios Biomecânicos

As ortóteses são dispositivos biomecânicos utilizados para aplicar forças sobre o corpo cujo efeito terapêutico pode consistir em dar resistência ou auxiliar a movimentação, transferir força ou proteger um determinado membro do corpo. O conforto da ortótese pode ser influenciado diretamente pela quantidade e pela região do corpo submetida à força [35]. São vários os benefícios terapêuticos:

- Assistência ao movimento: as ortóteses podem oferecer apoio mecânico a músculos fracos ou paralisados, para possibilitar que o usuário realize uma função específica;
- Limitação do movimento: as ortóteses são usadas para controlar os movimentos excessivos e indesejados, limitar a amplitude do movimento do tornozelo, ajudar a manter um determinado alinhamento;
- Proteção: as ortóteses protegem regiões do corpo evitando as lesões;
- Alívio de forças: as ortóteses são projetadas para transferir forças de uma parte do corpo para outra;
- Conforto: a ortótese deve ser sempre confortável, independentemente da função que vai ter para o paciente. Caso contrário, este não vai utilizá-la pois pode criar outras pequenas lesões ou irritar a pele. Um aspeto a ter em atenção na conceção da ortótese para que o conforto seja garantido é diminuir a pressão com o aumento da área que a ortótese vai estar em contacto.

A maximização da área obriga a que uma parte maior do corpo tenha contacto com a ortótese. Por outro lado, se a ortótese envolver uma área muito grande, esta pode tornar-se desconfortável para o paciente, porque pode vir a criar irritações na pele (causadas por exemplo pela transpiração). Este, por sua vez, vai precisar de cuidados acrescidos.

Um outro aspeto que tem influência no conforto é que o encaixe da ortótese seja confortável, independentemente do seu formato ou do material. Se a fita de velcro (ou correia) for justa demais ao corpo, esta vai realizar uma compressão nos vasos sanguíneos, o que causará dor e lesões. Mas, por outro lado, o contacto também não deve ser solto demais.

MODELOS NUMÉRICOS

Neste capítulo são descritas todas as ferramentas computacionais utilizadas na modelação do problema proposto, assim como as suas simulações. Ao longo deste capítulo serão explicados em maior detalhe os aspetos mais significantes dos *softwares* utilizados e as ferramentas a que se deu preferência para o desenvolvimento deste trabalho. Os dois principais *softwares* usados foram o LS-Dyna e OpenSim.

Primeiramente será feita uma descrição em pormenor das partes que constituem o modelo final utilizado nas simulações. Será mencionado o número de nós e elementos constituintes de cada parte, bem como o material e dimensões, incluindo secções transversais.

4.1 Desenvolvimento dos modelos numéricos em LS-Dyna

O LS-Dyna é um programa de elementos finitos de uso geral capaz de simular complexos problemas do mundo real. É usado pelas indústrias automobilística, aeroespacial, de construção, militar, manufatura e bioengenharia. Este *software* é totalmente controlado pelo LSTC (Livermore Software Technology Corporation). As origens do código estão na análise de elementos finitos dinâmicos transientes altamente não-lineares usando integração de tempo explícita [36].

O LS-Dyna possui várias aplicações e pode ser adaptado para muitos campos. Numa dada simulação, qualquer um dos recursos deste programa pode ser combinado para modelar uma ampla gama de eventos físicos. O LS-Dyna é um dos pacotes de *software* de análise de elementos finitos mais flexível disponível hoje em dia.

Todos os arquivos de entrada estão em formato ASCII simples e, portanto, podem ser preparados usando qualquer editor de texto. Existem muitos produtos de *software* de terceiros disponíveis para o pré-processamento de ficheiros de entrada para o LS-Dyna. A

LSTC também desenvolveu o seu próprio pré-processador, o LS-PrePost, que é distribuído gratuitamente e executado sem licença [36].

O LS-Dyna não tem um sistema de unidades de grandeza fixo e não permite definir a unidade de cada grandeza que é adicionada ao problema. No entanto, o utilizador tem a liberdade de escolher um grupo de unidades que ache coerente para o desenvolvimento do seu trabalho. O primeiro volume do manual do LS-Dyna [36] sugere três opções de sistemas de unidades consistentes. Para este trabalho de modelação numérica, o sistema de unidades escolhido foi a opção C (tabela 4.1).

Tabela 4.1: Sistemas de unidades coerentes dados pelo manual do LS-Dyna.

Grandeza/Unidade	Sistemas		
	A	B	C
Comprimento	metro	milímetro	milímetro
Tempo	segundo	segundo	milisegundo
Massa	quilograma	tonelada	quilograma
Força	Newton	Newton	quiloNewton

4.1.1 Cenário e Construção do Modelo

O modelo em estudo foi adaptado de um modelo de uma ortótese HKAFO disponibilizado pelo *site* GrabCad (figura 4.1a) cujo autor é João Augusto Felipe. Este é um *site* que disponibiliza vários modelos de ortóteses. No entanto, após uma pesquisa, constatou-se que a adaptação deste modelo seria a melhor opção (figura 4.1b), visto ser o mais próximo à AFO que se apresenta no modelo do OpenSim (figura 4.1c).

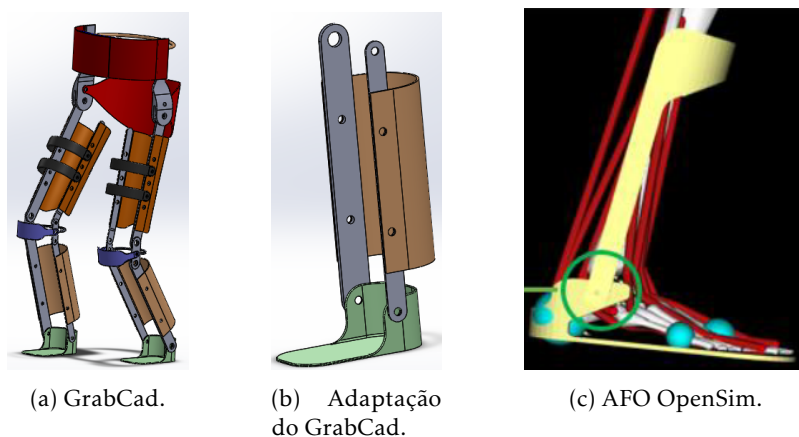


Figura 4.1: Obtenção da AFO para simulações.

Considerando a vista frontal e olhando para a figura 4.1b, esta ortótese tem dimensões de 300 mm de altura, 93,64 mm de largura e 140 mm de profundidade em relação à parte da sola. Todas as partes foram trabalhadas de forma a que se obtivesse um modelo de elementos finitos do tipo shell.

Esta parte do capítulo tem como objetivo descrever de forma mais pormenorizada as várias partes que constituem a AFO usada. Olhando para a figura 4.2a, podemos perceber que as talas não são iguais, e por isso surge a necessidade de se designarem como peças diferentes (figura 4.2b). Sendo assim, a parte 1 corresponderá à tala maior e a parte 2 será a tala menor. Esta ortótese também é constituída pela parte central (parte 3), pela bota (parte 4) e também por ligações que serão faladas mais à frente. De grosso modo, este modelo é constituído por quatro partes e estas podem ser observadas na figura 4.2.

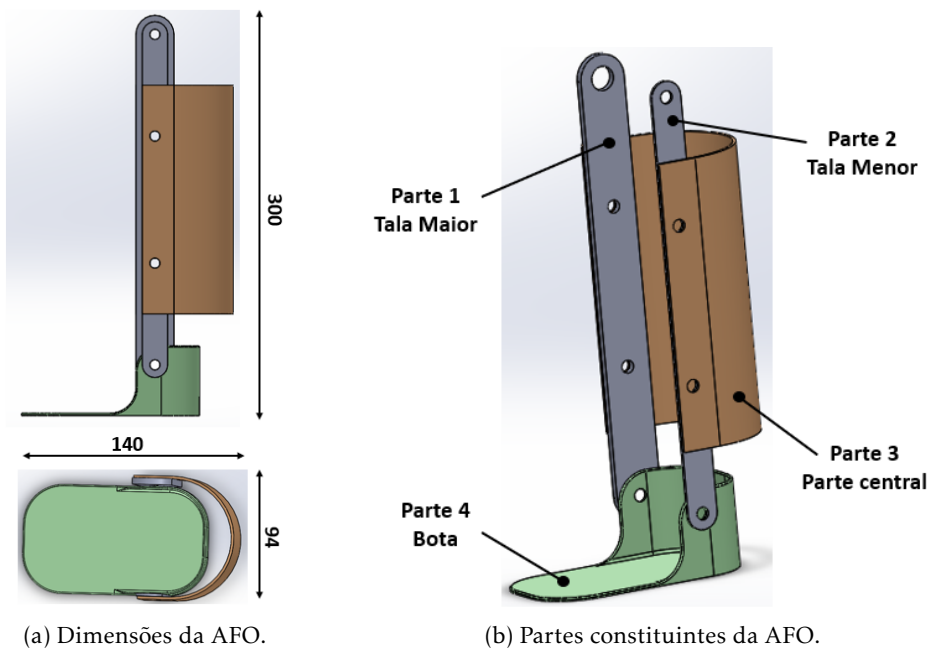


Figura 4.2: AFO utilizada nas simulações e suas dimensões gerais.

As simulações não foram realizadas com o modelo por inteiro. Preferiu-se formar um subconjunto designado "panturrilha" formado pelas partes 1, 2 e 3. A formação deste subconjunto tem como principal objetivo respeitar as características da AFO apresentada no OpenSim. Como se verá mais à frente e como se pode ver na figura 4.1c, o modelo apresentado no OpenSim é formado essencialmente por duas peças, e permite a alteração das características das mesmas por inteiro. Visto que a parte de cima é formada por três peças no LS-Dyna e apenas por uma peça no OpenSim, a formação do subconjunto revelou-se a melhor opção.

4.1.2 Materiais

Os modelos de materiais são definidos por números, mas na interface do LS-Dyna é possível verificar a que material um dado número corresponde. Por exemplo, a palavra-chave *MAT_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY é designado pela palavra-chave *MAT_024. Neste trabalho, foram utilizados dois tipos de material: um tipo rígido (020) e um elastoplástico (024).

O tipo de material rígido (020) é frequentemente utilizado em peças que se comportem como um corpo rígido. Muitas vezes é preferível transformar um corpo deformável num corpo rígido dado que torna numa grande vantagem em relação a custo computacional.

Como referido, o outro tipo de material utilizado corresponde ao material *MAT_024. Este é um material com comportamento elasto-plástico com encruamento linear que respeita a curva tensão-extensão mostrada na figura 4.3. Esta curva altera o seu declive a partir do ponto de cedência, e por isso é necessário definir os declives de reta nas zonas de deformação elástica e plástica e a tensão limite de elasticidade.

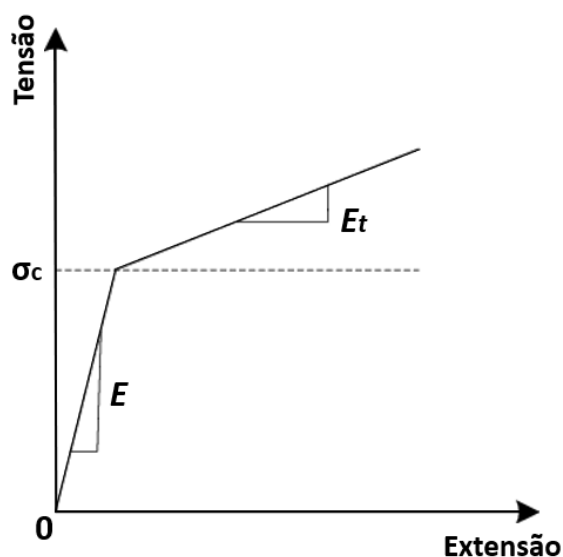


Figura 4.3: Curva tensão-extensão do modelo de material *MAT_024.

Na tabela 4.2 encontram-se as principais propriedades destes materiais. Estes valores devem ser realistas, pois valores fora da realidade podem contribuir para problemas como falsas conclusões. Neste trabalho foram utilizados três materiais: alumínio, aço e um termoplástico. As características destes materiais foram obtidas do *site* MatWeb (<https://www.matweb.com/>), que consiste numa base de dados sobre vários materiais utilizados em engenharia.

Tabela 4.2: Propriedades mecânicas dos materiais utilizados.

Material	Densidade [kg/mm ³]	Módulo de Young [GPa]	Coefficiente de Poisson	Tensão de Cedência [MPa]	ETAN [GPa]
Alumínio 6061-T6	$2,7 \times 10^{-6}$	68,9	0,33	276	2
Aço AISI 304	$7,9 \times 10^{-6}$	193	0,3	515	2
Polipropileno	$0,929 \times 10^{-6}$	1,70	0,3	31,6	0,2

4.1.3 Panturrilha

Como já foi referido, a panturrilha é formada pelas partes 1, 2 e 3 (figura 4.2b). Em cada uma das partes foram utilizados elementos do tipo *shell*. Para que a estrutura da panturrilha não seja comprometida, foram definidos contactos. A ideia é que no decorrer de uma simulação o programa detete interpenetrações e, quando detetadas, aplique uma força com o objetivo de as eliminar.

Os contactos usados ocorrem entre as talas (partes 1 e 2) e a parte central (parte 3), e tem como objetivo fazer com que a parte 3 fique sempre na parte exterior e as talas na parte interior (figura 4.1b) da AFO e que nenhuma delas se sobreponha sobre outra.

Os contactos utilizados são do tipo **CONTACT_NODES_TO_SURFACE*, onde *slave* corresponderá a um conjunto de partes, neste caso constituído pelas partes 1 e 2 (talas), e *master* será a parte 3, usando um algoritmo para evitar que os nós *slave* penetrem nos nós *master*.

Para haver um maior número de dados a recolher e para se comparar a influência da espessura das partes constituintes deste subconjunto, foram feitas várias combinações de materiais e duas espessuras diferentes. A tabela 4.3 apresenta a composição das partes 1, 2 e 3, bem como as espessuras utilizadas nas simulações.

Tabela 4.3: Composição das partes do subconjunto "panturrilha".

Parte	Número de elementos	Número de nós	Espessura normal (mm)	Espessura reduzida (mm)
1	870	997	2,5	1
2	548	671	1	0,5
3	3794	3938	1	1*

* - a espessura da parte 3 (centro) foi mantida igual a 1 mm em todas as simulações

Também é vital definir as ligações entre os furos das talas e os furos da parte central. A modelação dos parafusos foi realizada através de uma técnica designada por *spider connection* (figura 4.4) que utiliza elementos do tipo *beam* e tem como objetivo representar a estrutura da ligação (cabeça do parafuso e porca). As vigas usadas na aplicação deste método são elementos rígidos e por isso terão o comportamento do material 20 falado anteriormente. Esta estratégia é muito comum, pois permite reduzir consideravelmente o custo computacional que está associado à modelação dos parafusos, visto que a sua modelação é mais simples (figuras 4.5 e 4.6) e é o necessário para estabelecer uma ligação forte entre os componentes que se pretende unir. O facto de não ser necessário especificar contactos ente o parafuso e furo revela-se uma grande vantagem.

Para a panturrilha foram necessárias quatro *spider connection*, pelo que se adicionou mais quatro partes ao subconjunto "panturrilha" (figura 4.4). Todas as partes são constituídas por 28 elementos, 29 nós e possuem uma secção transversal tubular.

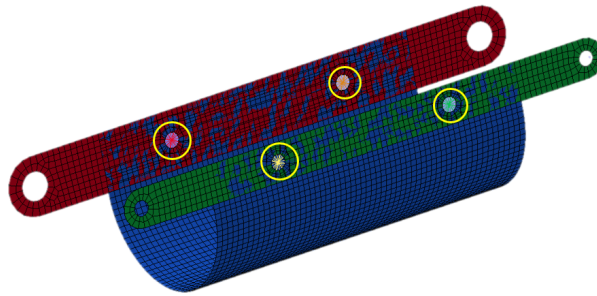


Figura 4.4: Ligações destacadas a amarelo.

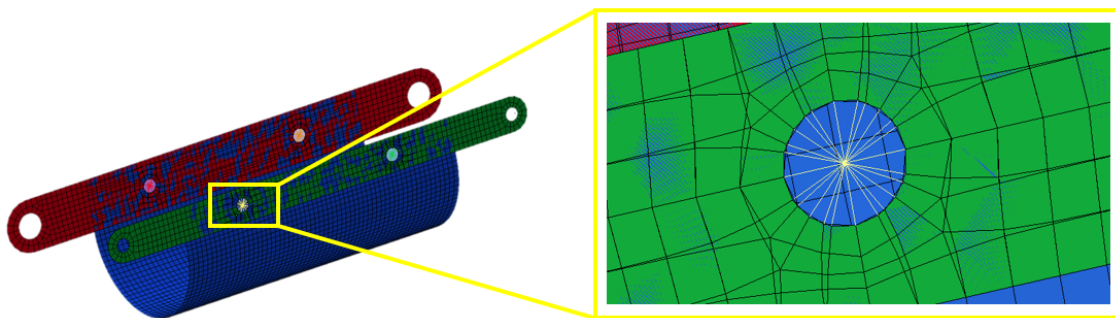


Figura 4.5: Pormenor das ligações adicionadas ao subconjunto "panturrilha".

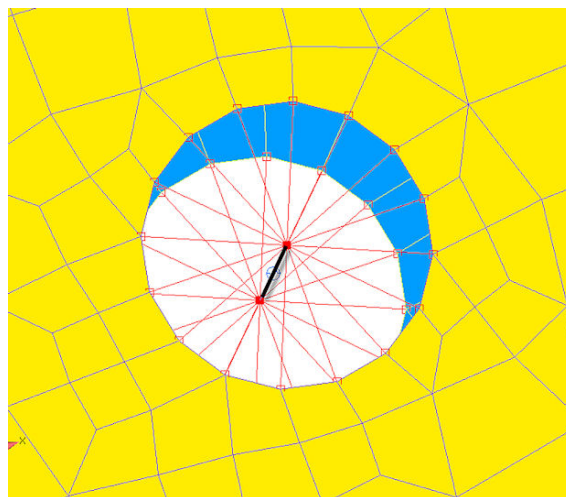


Figura 4.6: Pormenor da ligação *spider*.

Por forma a facilitar a compreensão do que foi feito nas simulações consideremos as extremidades A e B conforme a figura 4.7.

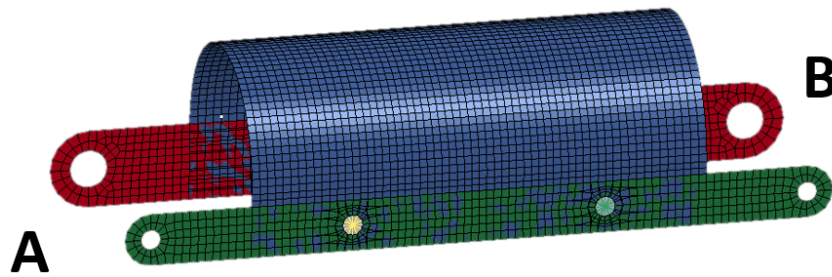


Figura 4.7: Nomenclatura do subconjunto "panturrilha".

O lado A corresponde aos furos das talas existentes na extremidade no lado esquerdo do leitor. Por sua vez, o lado B engloba os furos das talas da extremidade do lado direito do legente.

4.1.4 Pé/Bota

Neste trabalho, a bota (figura 4.8) servirá como um outro subconjunto, mas que é constituído apenas por uma parte (parte 3). A espessura da bota foi mantida sempre igual a 1 mm nas simulações, mas à semelhança da "panturrilha", foram feitos testes com os três materiais apresentados na tabela 4.2. Devido à sua espessura reduzida, nesta parte foram utilizados elementos do tipo *shell*. A tabela 4.4 resume as características principais desta parte.

Tabela 4.4: Composição das partes do subconjunto "bota".

Parte	Número de elementos	Número de nós	Espessura única (mm)
4	1940	2017	1

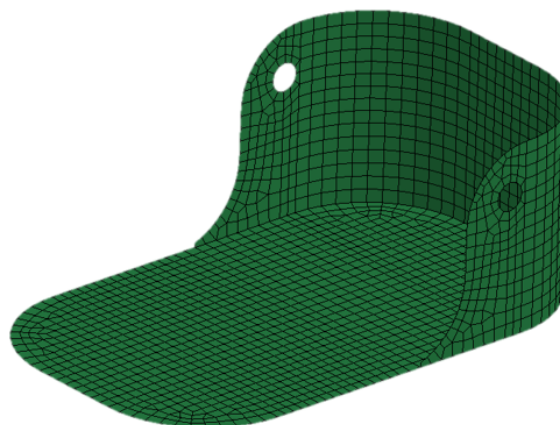


Figura 4.8: Subconjunto "bota", parte inferior da AFO.

4.1.5 Simulações dos componentes da AFO

Antes de se partir para a análise no LS-Dyna é importante saber quais as simulações a realizar para depois se proceder à avaliação dos resultados. Nesta parte serão apresentadas algumas considerações acerca das simulações efetuadas nesta dissertação. Foram realizados três tipos de simulações diferentes: tração, torção e flexão. Estas simulações foram escolhidas com o objetivo de se confirmar ou não a ordem de rigidez necessária na ortótese AFO para que ela suporte todos os esforços, sem comprometer características básicas como o conforto do paciente.

No OpenSim é possível alterar a rigidez em três direções (x , y e z) em cada uma das duas peças que constituem a AFO. Cada simulação servirá para obter resultados para cada direção de rigidez, tanto para o subconjunto "panturrilha" como para a bota. Sendo assim, os ensaios de flexão, tração e torção corresponderão à rigidez do material nas direções x , y e z , respetivamente (figura 4.9).

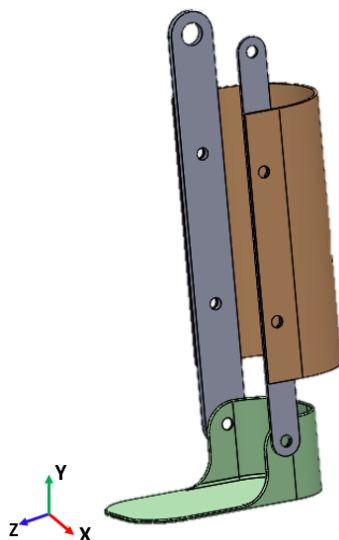


Figura 4.9: Ortótese para tornozelo e pé.

4.1.5.1 Flexão - direção x

No caso da panturrilha, para se proceder ao ensaio de flexão foi necessário impor algumas limitações ao subconjunto. Através de *BOUNDARY_SPC_SET é possível introduzir constrangimentos aos movimentos de translação e rotação em todas as direções em ambos os lados A e B, visto que o objetivo é levar como exemplo uma viga biapoada.

Nesse sentido, falta então representar o movimento dos nós a meio vão das talas. Primeiramente, forma-se um conjunto de todos esses nós (figura 4.10). Depois, estes ficarão constrangidos em relação à translação nas direções (globais) x e y , e em relação à rotação em todos os eixos. Desta forma, o grupo de nós apenas irá possuir um movimento de translação segundo a direção z . Por fim, depois de todas as definições impostas, é impor o deslocamento que este grupo de nós terá.

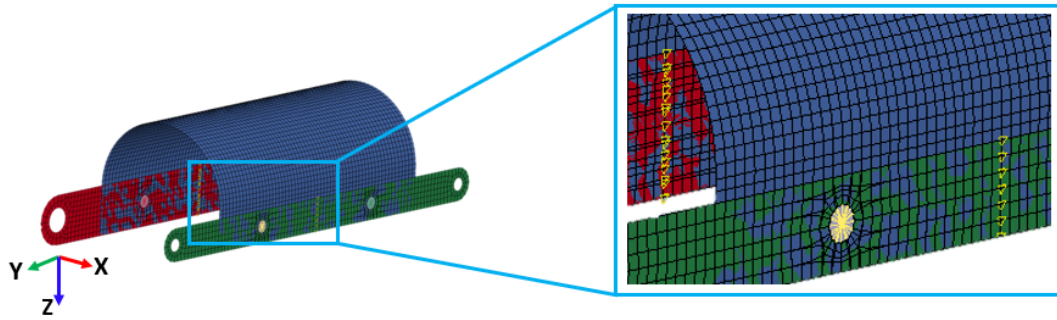
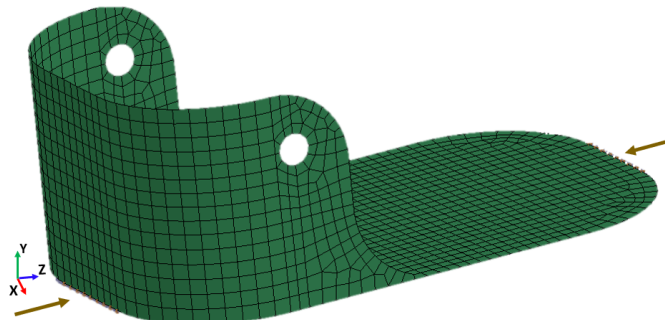


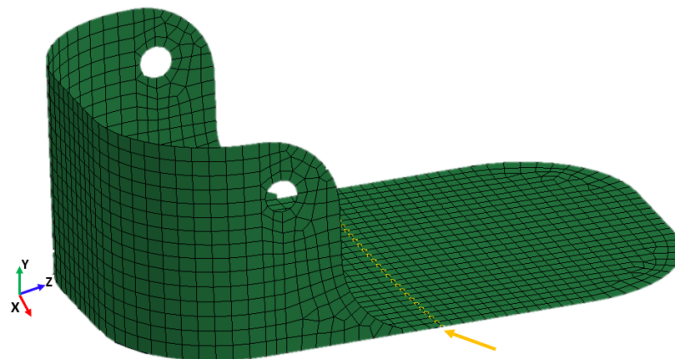
Figura 4.10: Nodos que se movimentam segundo a direção positiva do eixo z destacados a amarelo.

Sendo assim, os nós irão deslocar-se a velocidade constante igual a 0,00125 mm/ms na direção positiva do eixo z.

Para a bota foi realizado um encastramento nas extremidades da sola (nós destacados a castanho) e imposto um deslocamento nos nós a meio vão deste subconjunto (nós destacados a amarelo) (figura 4.11). Através de *BOUNDARY_SPC_SET é possível impor contrangimentos no grupo de nós definidos para o encastramento (figura 4.11a). Para que estes nós funcionem como encastramento, os movimentos de translação e rotação em todas as direções ficarão restringidos.



(a) Nodos do encastramento destacados a castanho.



(b) Nodos móveis onde se impôs a velocidade de flexão.

Figura 4.11: Definições para a simulação do ensaio de flexão da bota.

Desta forma, recorrendo ao mesmo comando é possível definir o movimento dos nós

destacados na figura 4.11b. Para o caso do ensaio de flexão, estes nós os movimentos de rotação em todos os eixos constrangidos, assim como os movimentos de translação nas direções globais x e z. Sendo assim, este conjunto de nós apenas terá o movimento de translação segundo a direção y. Na simulação, este conjunto de nós mover-se-á a uma velocidade igual a 0,00125 mm/ms em módulo, visto que têm de se mover no sentido negativo desta direção.

4.1.5.2 Tração - direção y

Considerando a panturrilha, para a simulação do ensaio de tração é necessário limitar o lado B a apenas ao movimento de translação segundo a direção y. Ou seja, o movimento de translação nas restantes direções e o movimento de rotação em todos os eixos estariam constrangidos. O lado A encontra-se completamente constrangido aos movimentos de translação e rotação.

Mais uma vez, os nós considerados "nós móveis" (lado B - figura 4.12) deslocaram-se a uma velocidade constante igual a 0,0025 mm/ms, na direção negativa do eixo y.

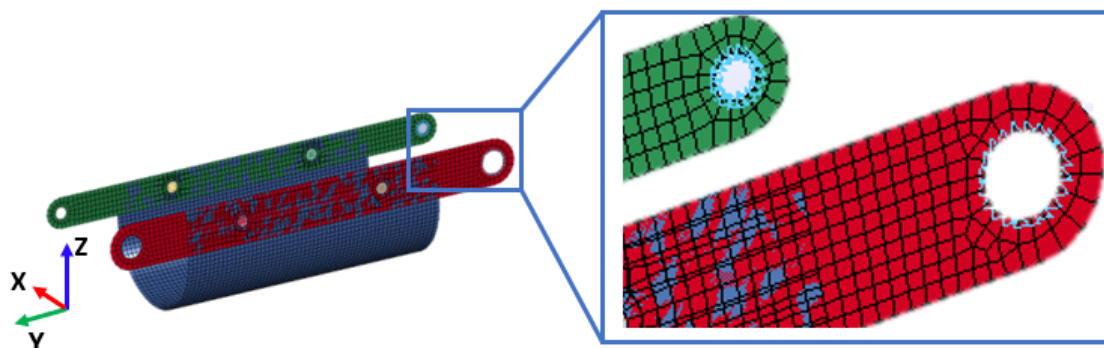


Figura 4.12: Nós que se movimentam segundo a direção negativa do eixo y destacados a azul.

Em relação à bota, o encastramento localiza-se nos furos da mesma (figura 4.13). Aqui foi introduzido um plano rígido junto à sola da bota através de `*CONSTRAINED_EXTRA_NODES_SET`, onde os nós da sola da bota irão permanecer fixos ao plano adicionado (figura 4.13), e por isso irão acompanhar o movimento do mesmo. Por se tratar de um corpo rígido, é possível definir alguns constrangimentos na definição do material (parâmetro "CMO", "CON1" e "CON2" iguais a 1, 6 e 7, respetivamente; estes valores podem variar, dependendo do que se pretende). Para impor uma restrição a um corpo rígido de modo a que a sua direção seja atualizada, usamos a condição fronteira `*BOUNDARY_PRESCRIBED_MOTION_RIGID`.

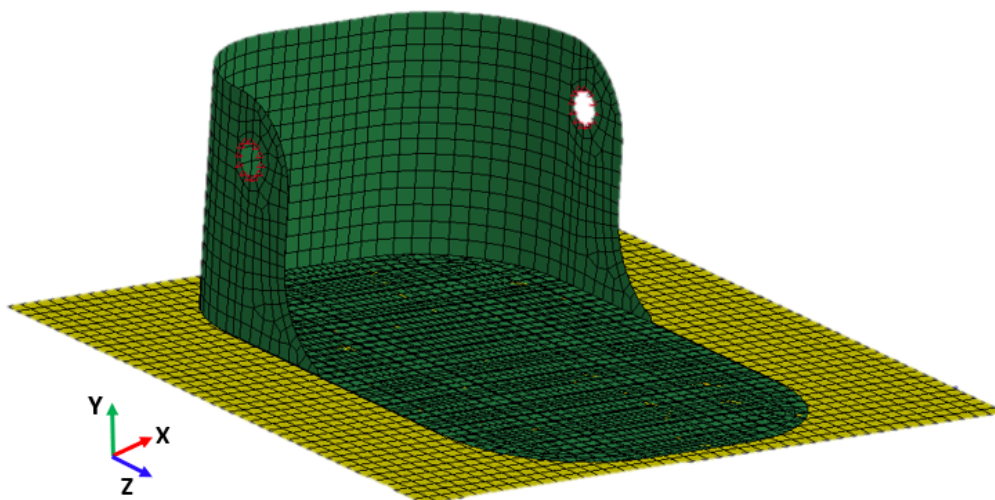


Figura 4.13: Nós do encastramento destacados a vermelho. Plano rígido para a tração.

4.1.5.3 Torção - direção z

Para realizar a simulação do ensaio de torção da panturrilha foi necessário adicionar um plano ao subconjunto, cujo centro se encontra coincidente com o centro de curvatura da parte 3. À semelhança da simulação do ensaio de tração na bota, este plano será rígido e irá descrever um comportamento de acordo com o material 20 do LS-Dyna. Neste caso, e seguindo o mesmo raciocínio, formou-se um conjunto de nós (figura 4.14), de modo a torná-los unidos ao plano somado à panturrilha (figura 4.15), de forma a que estes descrevam o movimento do mesmo.

Aplicando restrições na definição do material, este plano possui apenas o movimento de rotação no eixo z e irá mover-se a velocidade constante igual a 0,0005 rad/ms.

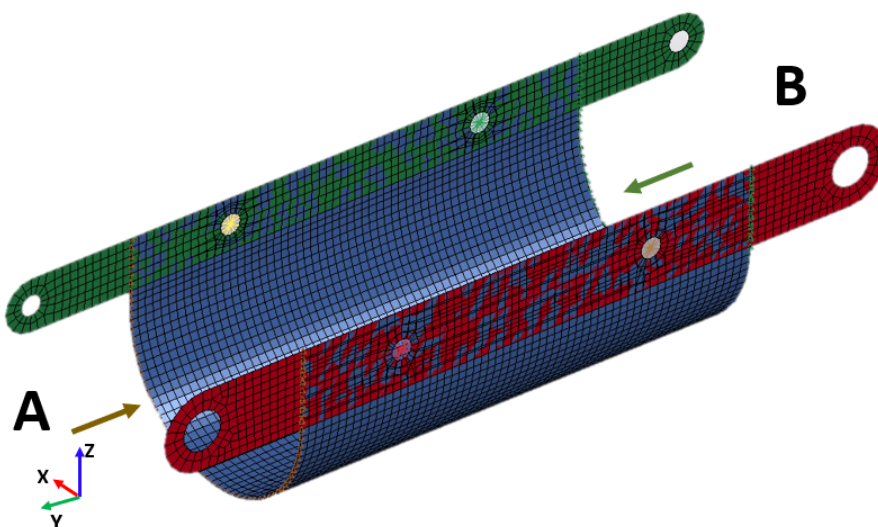


Figura 4.14: Nós do encastramento destacados a laranja/castanho; nós que serão unidos ao plano destacados a verde.

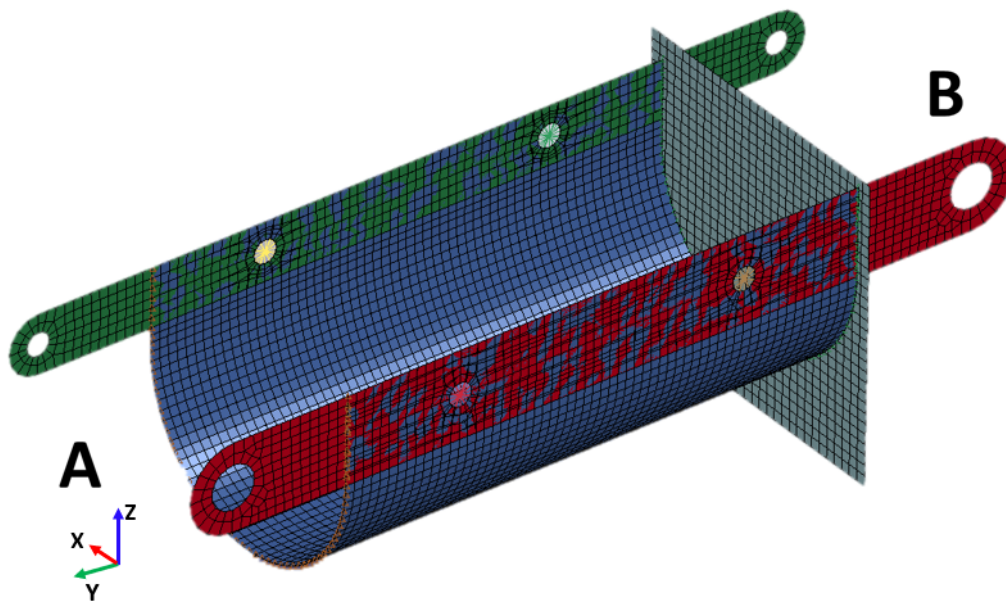


Figura 4.15: Plano rígido adicionado.

No que toca à bota, foi possível aproveitar as definições realizadas na simulação do ensaio de tração (figura 4.13). A única alteração ocorre na definição do material onde os parâmetros "CON1" "CON2" serão iguais a 7 e 6, respetivamente. O plano encontra-se com o centro coincidente com o centro da sola da bota, e vai possuir movimento de rotação em z à velocidade de 0,0005 rad/ms.

4.2 Simulação em OpenSim

O OpenSim é uma plataforma *OpenSource* (disponível gratuitamente pelo NIH National Center for Simulation in Rehabilitation Research (NCSRR)) que permite a modelação, simulação e a análise do sistema neuro-musculoesquelético. Este *software* possui ferramentas computacionais de baixo nível que são invocadas por uma aplicação, incluindo também uma interface gráfica do utilizador (GUI) que fornece acesso à sua funcionalidade chave.

Os modelos do sistema musculoesquelético permitem estudar a coordenação neuro-muscular, analisar o desempenho atlético e estimar cargas musculoesqueléticas. O OpenSim surge como um *software* de última geração e extensível aos utilizadores, que permite aos mesmos desenvolver modelos de estruturas musculoesqueléticas e gerar simulações dinâmicas de movimento. No OpenSim, um modelo musculoesquelético é constituído por segmentos corporais rígidos ligados por articulações. Os músculos atravessam essas articulações e geram forças e movimentos. Uma vez criado um modelo musculoesquelético, o OpenSim permite que os utilizadores estudem os efeitos da geometria musculoesquelética, da cinemática nas articulações e das propriedades músculo-tendão nas forças e momentos articulares que os músculos podem produzir.

O *software* fornece uma plataforma na qual a comunidade da área da biomecânica pode construir uma biblioteca de simulações que podem ser trocadas, testadas, analisadas e melhoradas por meio da colaboração de todos os envolvidos. O *software* é escrito em ANSI C ++ e a interface gráfica com o utilizador (GUI) é gravada em Java. A tecnologia OpenSim possibilita o desenvolvimento de controladores, análises, modelos de contacto e modelos musculares personalizados, entre outras coisas. Os utilizadores podem analisar modelos e simulações existentes e desenvolver novos modelos e simulações dentro da GUI [37].

Os objetivos de longo prazo da comunidade OpenSim são fornecer ferramentas de biosimulação de alta qualidade, fáceis de usar, que permitam avanços significativos na pesquisa em reabilitação e biomecânica.

A simulação tem associada a si vantagens como poupar tempo na obtenção de uma ortótese adequada, e isso faz com que seja mais barato todo o processo e, ao mesmo tempo, mais preciso.

4.2.1 Modelo Biomecânico utilizado

O corpo humano é composto por mais de 600 músculos que realizam interações entre si para facilitar o movimento. A principal função do sistema muscular é produzir movimentos do corpo, manter a posição do corpo contra a força da gravidade e produzir movimentos de estruturas dentro do corpo.

Quando tentamos mover-nos e executar tarefas, os nossos tecidos carregam cargas que afetam a função das articulações e a sua saúde. Quantificar essas cargas é um dos problemas mais importantes e desafiadores da biomecânica. O OpenSim possui ferramentas para nos ajudar a fazer isso.

A saúde individual e a mobilidade dependem da preservação da saúde das articulações. Há uma necessidade de entender as estruturas das articulações e os fenómenos físicos sobre elas, com o objetivo de projetar vários componentes que as possam auxiliar, como as ortóteses. É importante evitar a falha desses componentes e, para isso, antecipar-se o conhecimento das cargas nas quais eles vão operar. Medir essas cargas diretamente pode ser difícil e invasivo, portanto, uma alternativa é usar modelos para representar o sistema musculoesquelético e fazer estimativas de várias cargas articulares.

O modelo utilizado é composto por partes do sistema musculoesquelético, como segmentos corporais, articulações, forças, marcadores, constrangimentos, geometria de contacto e controladores [38].

A parte esquelética é constituída por corpos rígidos conectados por articulações que definem como um segmento se move em relação ao segmento que se articula a esse proximamente. Os constrangimentos podem ser aplicados para limitar o movimento dos corpos. Os músculos são modelados como elementos de força especializados que atuam em pontos musculares e estão conectados a corpos rígidos. Os modelos podem, ainda, possuir outro tipo de forças que são aplicadas externamente, como é caso de forças de

reação ao solo, estruturas passivas (ligamentos) e atuadores lineares e de torção. Os músculos fornecem informações para calcular comprimentos e velocidades músculo-atuador e, tipicamente, incluem a dinâmica de ativação e contração muscular [38].

O modelo biomecânico utilizado para esta dissertação é fruto de várias colaborações na plataforma do OpenSim. Corresponde a um modelo 3D com 23 graus de liberdade, que está disponível online nas bibliotecas do OpenSim com o nome de *ToyLandingModel*, com uma massa igual a 75,254 kg, ou como *ToyLandingModel_AFO* com uma massa igual a 78,015 kg. É composto pelos segmentos corporais do tronco, cintura pélvica e dois membros inferiores, como estão representados na figura 4.16. Este modelo é da autoria de D. G. Thelen, Universidade de Wisconsin-Madison, e Ajay Seth, Frank C. Anderson e Scott L. Delp, Universidade de Standford [39].

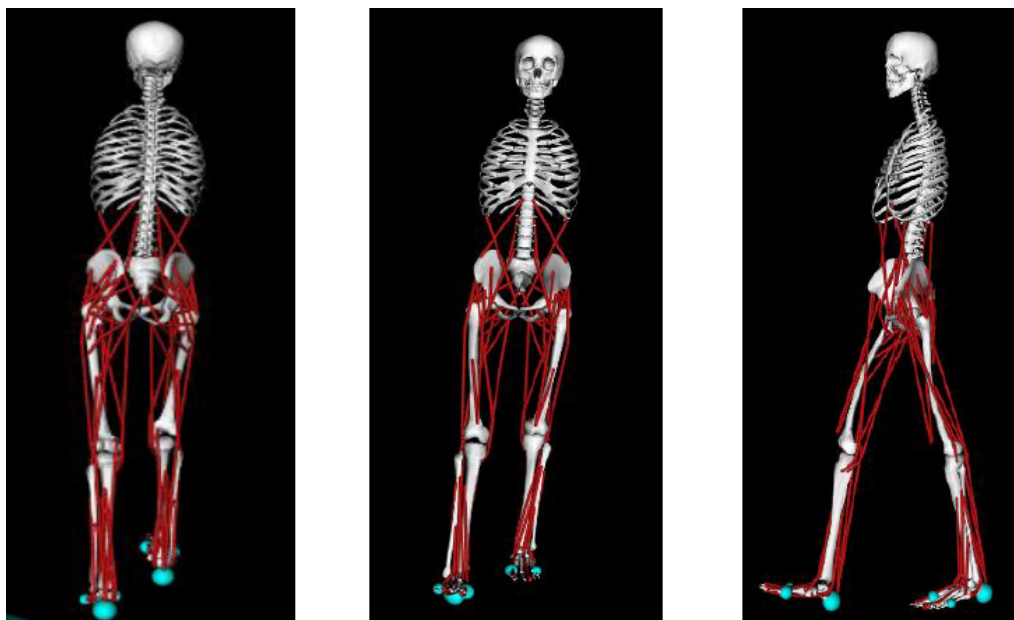


Figura 4.16: Modelo biomecânico *ToyLandingModel*: vista posterior, vista anterior e vista lateral, respetivamente.

Tem também 70 músculos e 12 juntas. Na figura 4.17 estão representados os 12 corpos rígidos que o constituem.

As definições das extremidades inferiores foram baseadas em Delp et al. [40]; a articulação lombar e a antropometria foram baseadas em Anderson e Pandy [41]; o modelo do joelho, plano, sem a rótula (ou patels) foi usado para evitar restrições cinemáticas, de acordo com Yamaguchi e Zajac [42]; as inserções dos quadricíptes são tratadas como pontos móveis no corpo da tíbia [39]; [40] [42]). Os músculos do modelo foram criados tendo por base o modelo criado por Thelen [39].

O complexo do tornozelo foi definido por Delp et al. e inclui uma articulação com um grau de liberdade para o movimento do tornozelo (flexão/extensão) [40] e uma articulação com um grau de liberdade para o movimento subtalar (inversão/eversão) [43].

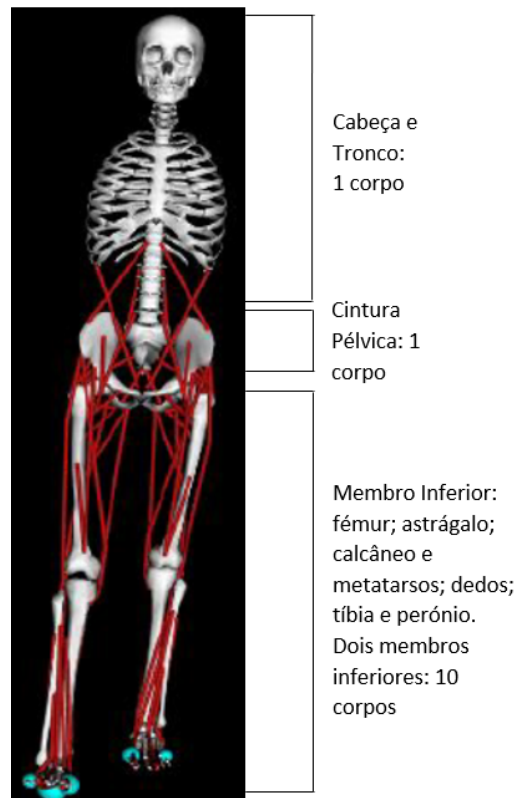


Figura 4.17: Corpos que constituem o modelo *ToyLandingModel*.

O modelo utilizado nas simulações deste relatório possui ausência dos membros superiores (braços), enquanto que para análises futuras, pretende-se utilizar um modelo *Full Body*, que não possui ausência de qualquer membro na sua constituição (figura 4.18c). O grande objetivo desta alteração é perceber qual a influência nos resultados entre os dois modelos, e para isso será feita uma análise de sensibilidades ao modelo *Full Body*, alterando os mesmos parâmetros que foram modificados no modelo *ToyLandingAFO_active*.

A obtenção do esqueleto completo consiste na compilação das características dos braços de um esqueleto *full body* (figura 4.18a). Este modelo *full body* é da autoria de Apoorva Rajagopal, Christopher L. Dembia, Matthew S. DeMers, Denny D. Delp, Jennifer L. Hicks, and Scott L. Delp [38], e está disponível também nas bibliotecas do OpenSim, à semelhança de outros modelos mencionados neste relatório. No entanto não foi este o utilizado devido ao facto de que ainda teriam de se modelar a plataforma de contacto, a AFO e também definir alguns parâmetros essenciais que já se encontravam no modelo sem braços (figura 4.18b).

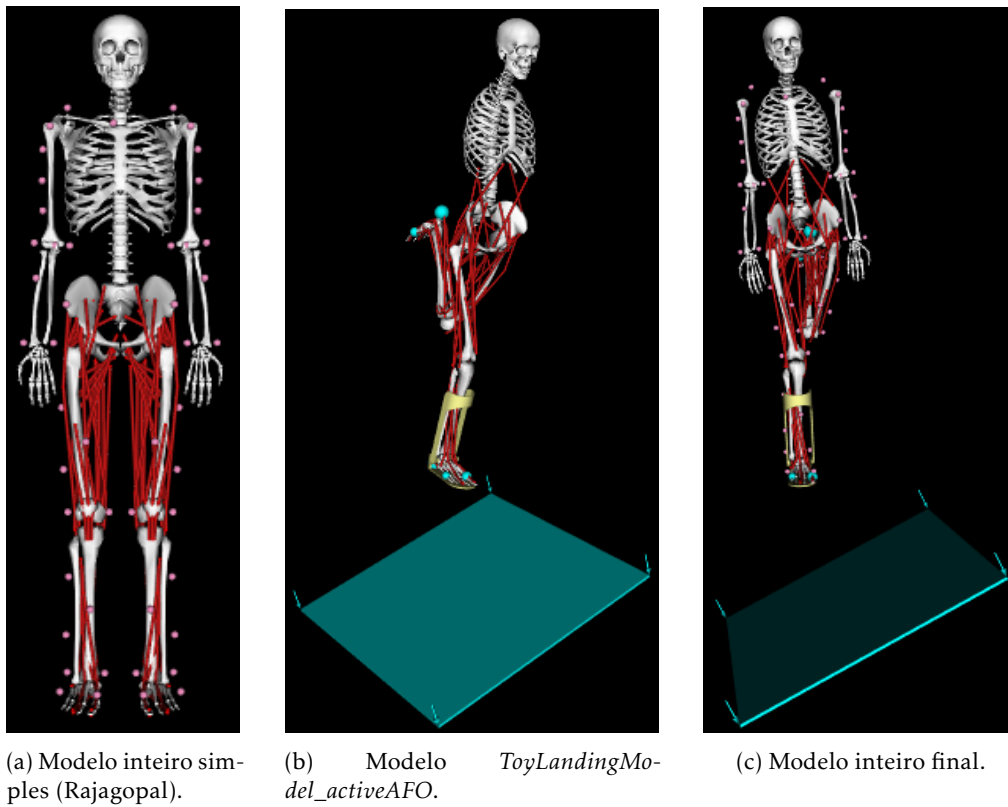


Figura 4.18: Comparação entre o modelo de corpo inteiro e o modelo do OpenSim.

ANÁLISE DE SENSIBILIDADES E OTIMIZAÇÃO

Numa primeira parte deste capítulo serão apresentados resultados obtidos no OpenSim. Estes testes iniciais serviram para perceber o efeito da massa e rigidez da AFO e também do ângulo da plataforma na ocorrência de uma possível lesão no tornozelo por inversão do mesmo. Depois de um estudo inicial no OpenSim, são apresentados os resultados obtidos no LS-Dyna de modo a compará-los no que toca à ordem de grandeza de rigidez utilizadas no modelo OpenSim da AFO.

Na segunda parte deste capítulo serão relatados outros aspetos que possam contribuir para minimizar a lesão no tornozelo. Neste capítulo também é feita uma otimização utilizando o meta-modelo *Design of Experiments* (DoE) com o objetivo de se encontrar uma solução melhorada da AFO.

5.1 Introdução

Neste subcapítulo irá analisar-se o risco de uma entorse por inversão do tornozelo durante a aterragem em queda livre. Para tal, foram feitas simulações do movimento utilizando o modelo *ToyLandingModel_activeAFO*, cuja única diferença em relação ao anterior é a adição de uma ortótese rígida do tipo AFO.

Os resultados que se seguem foram obtidos através da alteração de alguns parâmetros da ortótese representada no modelo referido, nomeadamente a massa e rigidez. Também foram feitas variações do ângulo da plataforma com a qual o modelo entra em contacto com o objetivo de perceber qual a influência do mesmo na amplitude da articulação subtalar e, consequentemente, no risco de entorse por inversão.

Os valores iniciais destes parâmetros são 1,25 kg para a parte inferior da ortótese, 1,5 kg para a parte superior, rigidez igual a 10 000 N/m em ambas as partes e ângulo da plataforma igual a 20° com a horizontal.

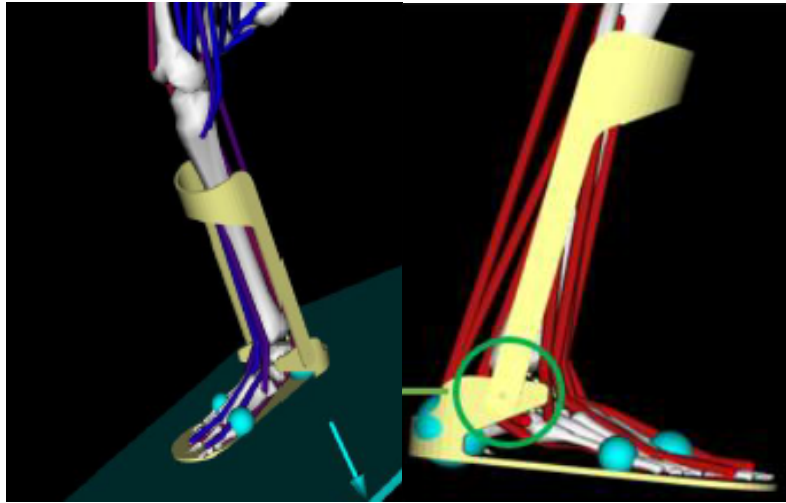


Figura 5.1: Ortótese AFO adicionada ao modelo.

5.2 Massa

As massas das peças da perna e do pé da ortótese sofreram duas alterações: aumento e diminuição de 50% de cada uma delas. A massa da peça do pé, M_1 , tem o valor inicial de 1,5 kg, e a massa da peça da perna, M_2 , tem o valor base igual a 1,25 kg.

A figura 5.2 representa o ângulo de inversão em função do tempo consoante a redução de massa de M_1 e M_2 . Estas simulações foram feitas em separado, isto é, M_1 sofreu uma diminuição de massa e os restantes parâmetros permaneceram iguais, e vice-versa.

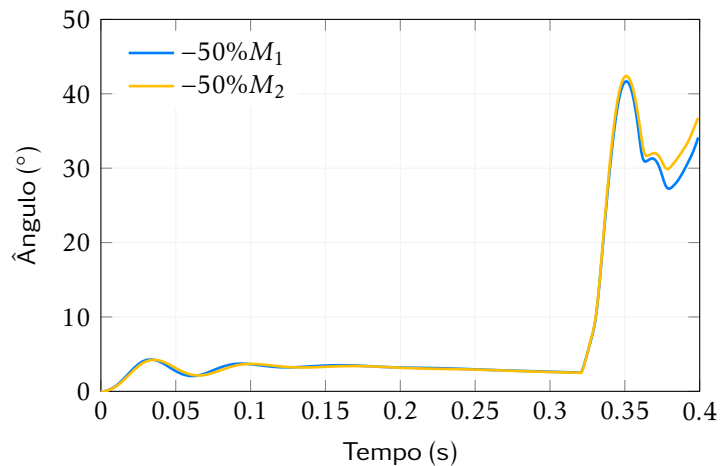


Figura 5.2: Redução das massas em 50%.

A figura 5.3 representa o ângulo de inversão, em graus, em função do tempo tendo em conta o aumento de massa de M_1 e M_2 . Estas simulações foram feitas também em separado.

Como se pode observar, a alteração das massas não teve grande influência no ângulo de inversão do tornozelo. Aliás, este continua muito acima dos 25 graus, valor considerado

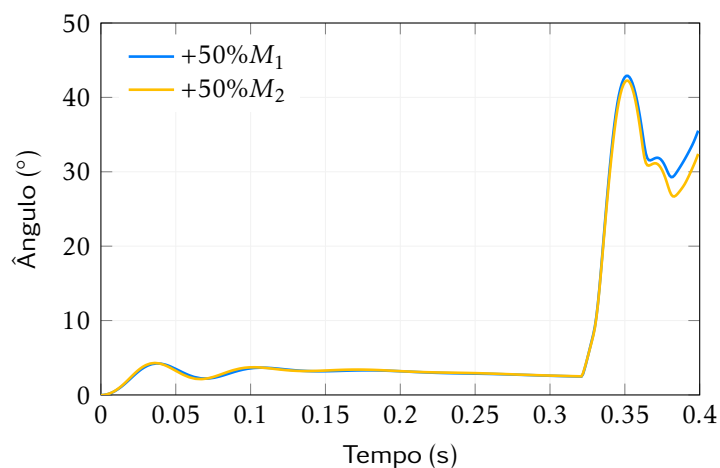


Figura 5.3: Aumento das massas em 50%.

limite para que não haja lesão. Não se optou por um aumento percentual maior das massas para que o conforto do paciente não fosse comprometido e para que não existam descompensações na marcha do mesmo.

5.3 Ângulo da Plataforma

Um outro parâmetro que sofreu alterações foi o ângulo da plataforma que se encontra no modelo. O facto de a plataforma se encontrar inclinada serve para representar superfícies irregulares, tal como encontramos no dia-a-dia. O ângulo base com a horizontal da plataforma é igual a 20° .

A figura 5.4 representa o ângulo de inversão, em graus, em função do tempo, considerando a rigidez nas duas peças igual a 10 000 N/m.

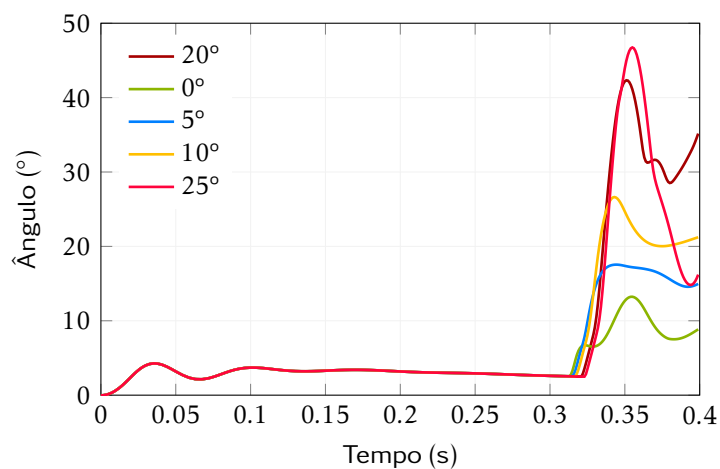


Figura 5.4: Ângulo de inversão em diferentes orientações da plataforma, rigidez 10 000 N/m.

A figura 5.5 representa o ângulo de inversão, em graus, em função do tempo, considerando a rigidez nas duas peças igual a 100 000 N/m.

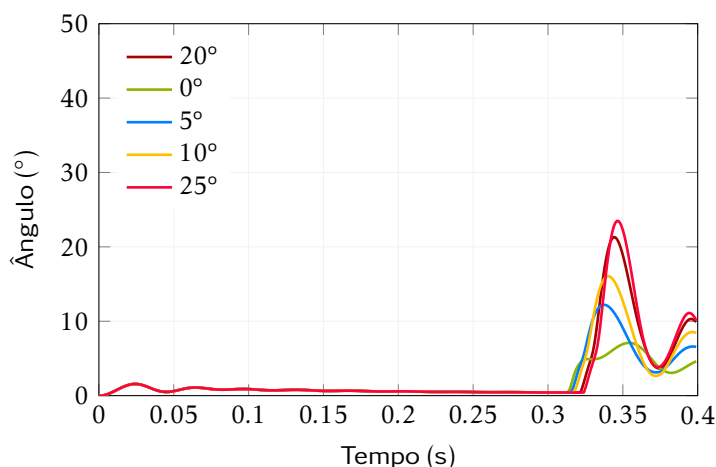


Figura 5.5: Ângulo de inversão em diferentes orientações da plataforma, rigidez 100 000 N/m.

A alteração dos parâmetros foi realizada desta forma porque obtêm-se ângulos de inversão inferiores a 25° quando a rigidez das duas peças ronda 10^5 N/m de ordem de grandeza.

Obtiveram-se melhores resultados com o valor de rigidez mais elevado como já era expectável. No primeiro caso, não ocorre lesão quando a plataforma possui um ângulo de apenas 5° ou inferior. Quando se aumenta o ângulo para 25°, o ângulo de inversão registado é mais elevado.

No segundo caso, todos os valores máximos obtidos são inferiores a 25°, pelo que não há risco de ocorrer lesão por inversão do tornozelo, confirmando-se, mais uma vez, que 10^5 N/m deve ser o valor de ordem de grandeza para a rigidez das peças (considerando que terão o mesmo valor de rigidez). O valor máximo registado é igual a 23,5° para uma amplitude da plataforma igual 25°.

5.4 Rigidez

Neste parâmetro optou-se por realizar vários tipos de simulações. A figura 5.6 representa uma comparação entre os diferentes valores de rigidez para as peças 1 e 2. Estas simulações ocorreram com os valores de rigidez iguais para ambas as peças. A sobreposição dos resultados obtidos permite comparar mais facilmente e perceber qual a ordem de grandeza de rigidez que as peças devem possuir para que não exista lesão no tornozelo.

Para este modelo, os resultados abaixo apresentados revelam a diminuição do valor do ângulo de inversão à medida que os valores para a rigidez vão aumentando.

Outra observação que se pode fazer é que a rigidez base do modelo não é adequada para ortóteses AFO visto que o ângulo obtido é igual a 42,3°. Quando se altera a rigidez

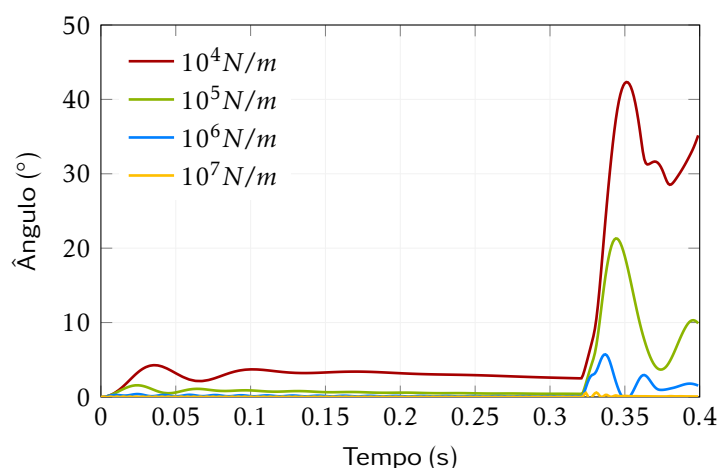


Figura 5.6: Ângulo de inversão da articulação subtalar para diferentes valores de rigidez.

para 10^5 [44], o ângulo de inversão desce abruptamente, rondando os 21° . Os restantes valores de rigidez apresentam resultados ainda melhores, mas tais ordens de grandeza comprometem o preço da AFO e também o conforto do paciente.

A figura 5.7 corresponde à alteração do parâmetro rigidez apenas para a peça 1, isto é, os restantes parâmetros permaneceram iguais. Já na figura 5.8 estão representados os diferentes valores de rigidez para a peça 2, mantendo-se os restantes parâmetros com os valores base.

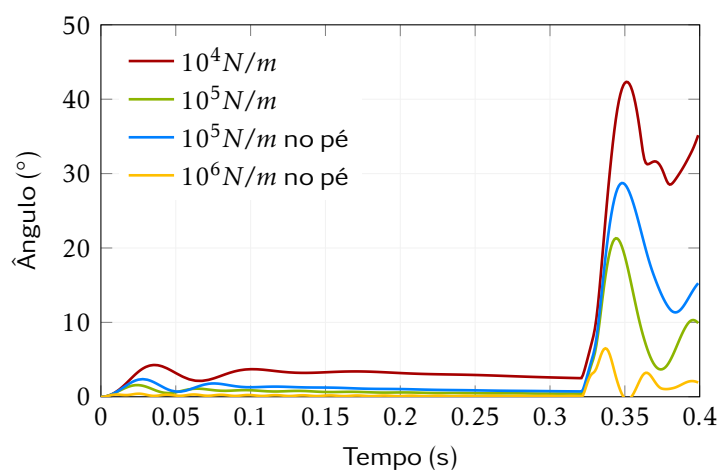


Figura 5.7: Ângulo de inversão da articulação subtalar para diferentes valores de rigidez na peça 1.

Como se pode observar, só para o valor de rigidez igual a 10^6 N/m é que conseguem valores inferiores a 25 graus. Por outro lado, este valor é muito elevado para o tipo de dispositivo em questão e pelas razões apresentadas anteriormente, a conceção do mesmo pode não ser viável. Tudo isto leva à conclusão de que a rigidez dos dois componentes

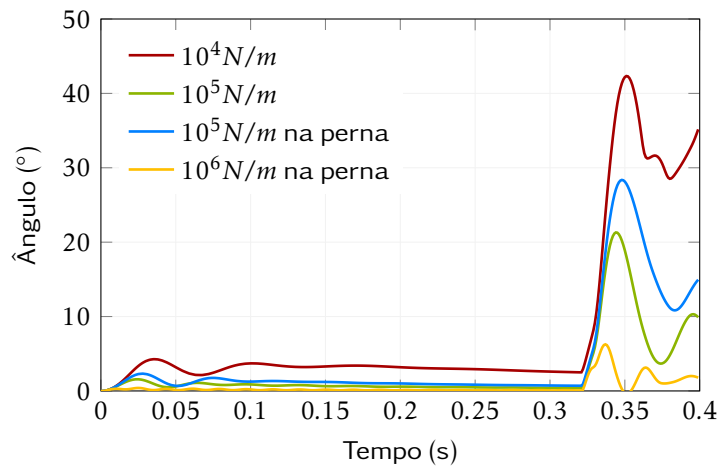


Figura 5.8: Ângulo de inversão da articulação subtalar para diferentes valores de rigidez na peça 2.

deve ser equilibrada. Assim, em seguida apresentam-se variações de rigidez nas direções, para cada peça.

Durante a realização da pesquisa bibliográfica, observou-se que na referência [45] foi feita a alteração da rigidez translacional ao longo das direções x, y e z (figura 5.9).

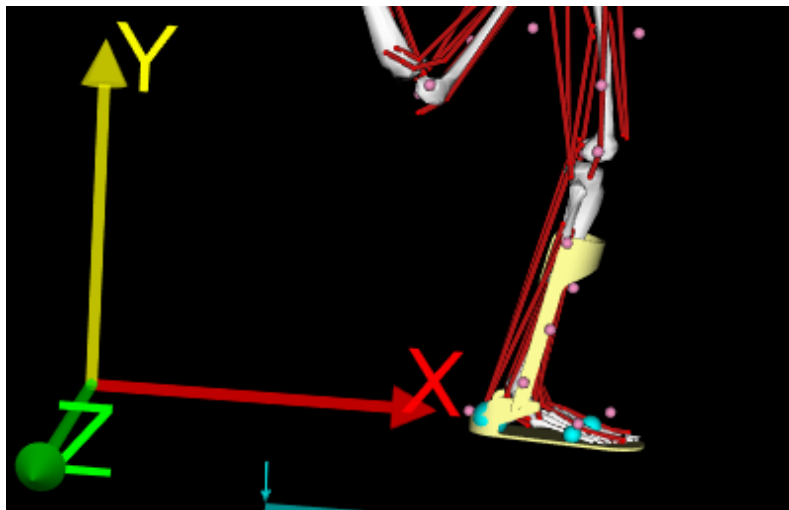


Figura 5.9: AFO e respetivo referencial no OpenSim.

A análise de 15 simulações (tabela 5.1) permitiu identificar valores aceitáveis para os parâmetros de rigidez da AFO que permitem a produção viável da ortótese, mantendo o ângulo da articulação subtalar inferior a 25° [45]. As simulações correspondem a configurações sem risco de ocorrer lesão estão selecionadas com * na tabela 5.1.

Dos resultados apresentados na tabela 5.1, observa-se que as simulações 4, 8 e 12 revelam ângulos subtalares de menor valor. No entanto, é preferível possuímos apenas um valor de rigidez translacional elevado face a dois elevados, como é o caso das simulações

Tabela 5.1: Resultados obtidos em 15 simulações com alteração dos parâmetros de rigidez translacional [45].

Simulação	Rigidez translacional X (N/m)	Rigidez translacional Y (N/m)	Rigidez translacional Z (N/m)	Ângulo Subtalar (degrees)
1	34391,2	34391,2	34391,2	34,1
2	120608,8	34391,2	34391,2	26,2
3	34391,2	120608,8	34391,2	23,0*
4	120608,8	120608,8	34391,2	19,3*
5	34391,2	34391,2	120608,8	32,8
6	120608,8	34391,2	120608,8	25,7
7	34391,2	120608,8	120608,8	22,8*
8	120608,8	120608,8	120608,8	19,2*
9	5000,0	77500,0	77500,0	29,6
10	150000,0	77500,0	77500,0	20,8*
11	77500,0	5000,0	77500,0	33,7
12	77500,0	150000,0	77500,0	19,1*
13	77500,0	77500,0	5000,0	24,6*
14	77500,0	77500,0	150000,0	24,1*
15	77500,0	77500,0	77500,0	24,3*

4 e 8. Nesse sentido, conclui-se que a simulação 12 é a mais aceitável, do ponto de vista da produção, do conforto e também do custo. Em relação à simulação número 13, é de notar que esta foi realizada com valores de rigidez relativamente baixos mas, mesmo o ângulo subtalar obtido ter sido inferior a 25°, este é muito próximo do valor limite e pode não ser a opção melhor para a conceção da AFO.

5.5 Design of Experiments

Em problemas de engenharia, quando se consegue construir modelos matemáticos bastante representativos das respostas dos respetivos sistemas dinâmicos em estudo, é possível aplicar técnicas matemáticas de otimização para maximizar ou minimizar uma função que é definida previamente, com o objetivo de encontrar uma solução ótima do problema, isto é, uma solução que mostre o melhor desempenho possível do sistema.

Nesta secção irá ser abordado de forma detalhada como utilizar o *Design of Experiments* (DoE) para a criação de meta-modelos, que são polinómios que se aproximam da função real, ou seja, da resposta do sistema dinâmico em estudo.

Existem vários tipos de DoE, como se pode observar na figura 5.10. Estas metodologias devem ser escolhidas com base no número de variáveis a utilizar, tempo computacional para executar o DoE, tendo em conta também o espaço do projeto que precisa de ser explorado [46].

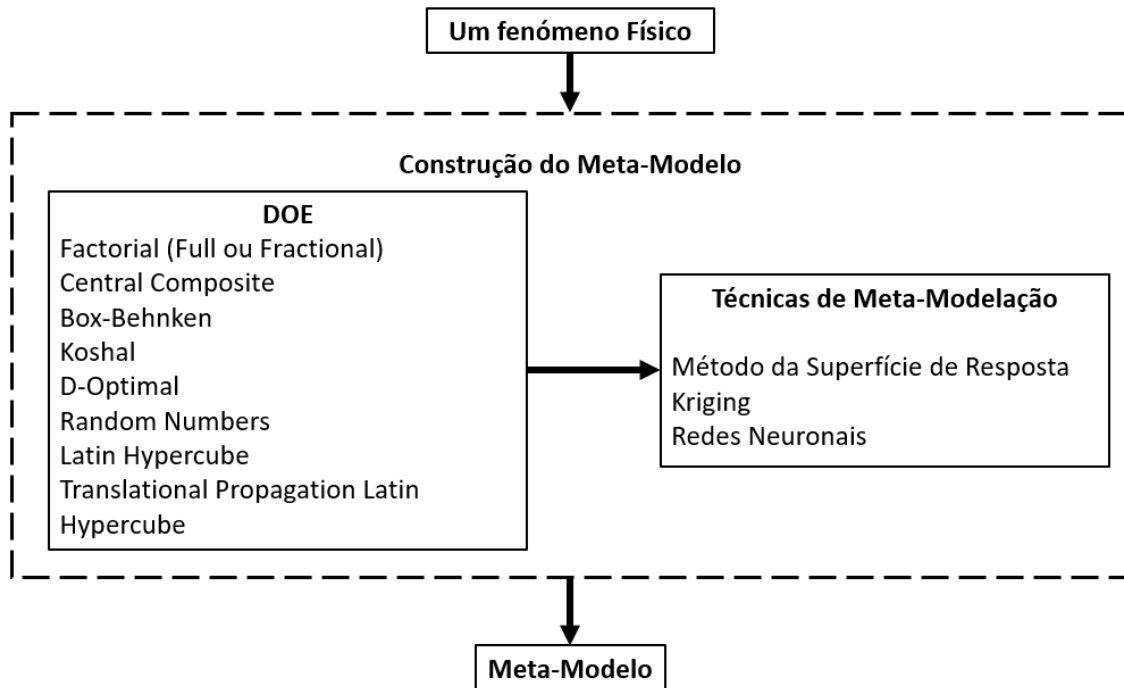


Figura 5.10: Processo de construção da meta-modelação.

O DoE consiste numa estratégia concebida para minimizar o número de análises necessárias para identificar o espaço multidimensional, sendo o seu objetivo produzir superfícies n -dimensionais com características suaves para melhor entender a variabilidade da função com as variáveis de projeto. Na presente dissertação foi utilizado o *Central Composite Design* (CCD) [45].

Dentro do DoE existem dois grupos de amostras: as amostras fatoriais (ou estatísticas) e as amostras aleatórias. As primeiras, que se traduzem em modelos experimentais clássicos, consistem em métodos DoE realizados através de ferramentas estatísticas. As segundas funcionam como se fossem o preenchimentos uniforme aleatório do espaço de projeto e não requer parâmetros discretos, sendo a dimensão da amostra escolhida pelo utilizador [47].

O CCD é um processo usado para definir pontos de dados. Isto é, conjuntos de variáveis de projeto, para realizar um número apropriado de simulações numéricas permitindo a adaptação de uma superfície polinomial através da resposta obtida. O processo completo requer que sejam identificados um número de pontos que se definem como célula CCD (figura 5.11), que os coeficientes da superfície de resposta quadrática sejam calculados para identificar a função de resposta de superfície com representante da resposta detalhado do modelo [48].

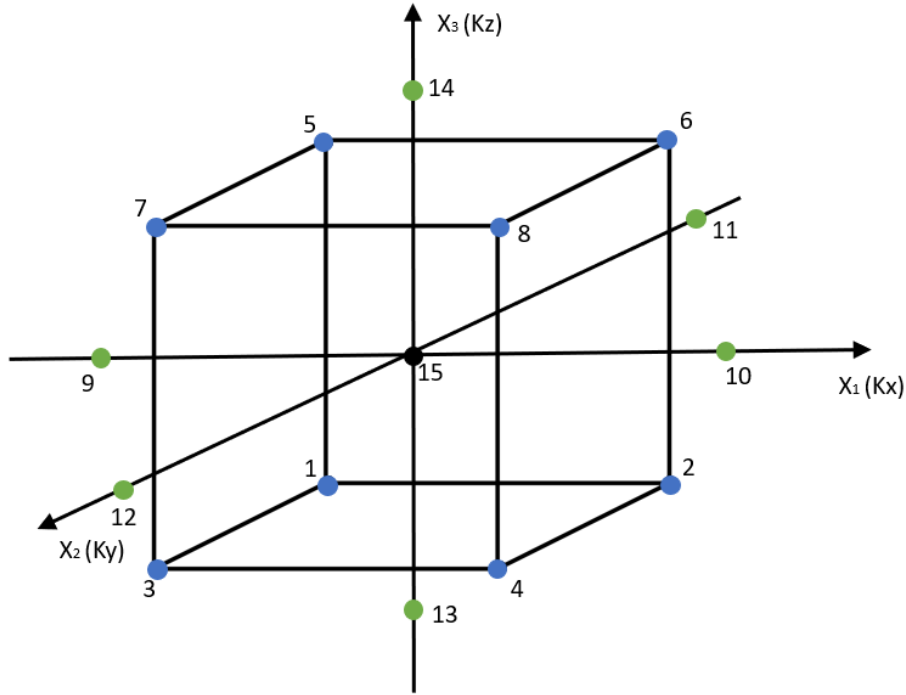


Figura 5.11: Processo de construção da meta-modelação, utilizando CCD com três variáveis de projeto.

Este DoE consiste na definição de um conjunto de variáveis de projeto com intuito de construir uma superfície quadrática através da resposta obtida que represente bem o problema real, através do número de experiências a realizar [cenas]. Assim, para k variáveis de projeto codificadas são necessárias n experiências numéricas para se poder identificar e realizar a superfície de resposta quadrática. Considerando que temos três variáveis de projeto (Kx , Ky e Kz correspondendo a x_1 , x_2 e x_3 , respetivamente), e respeitando a equação 5.1, o número de experiências é igual a 15.

$$n = 1 + 2k + 2^k \quad (5.1)$$

Dependendo do número de amostras que são necessárias para preencher o espaço de projeto, este terá sempre um ponto central, pontos axiais e pontos fatoriais. O ponto central situa-se sempre no centro, os pontos fatoriais localizam-se nos vértices do espaço de soluções do projeto e os pontos axiais situam-se na periferia do espaço de projeto, fora das faces como mostra a figura 5.11.

Assim, no CCD teremos 1 ponto central destacado a preto, 8 pontos fatoriais destacados a azul e 6 pontos axiais destacados a verde. A distância entre os pontos axiais e a origem do espaço de soluções designa-se por rotabilidade, α , e é dada pela equação 5.2. Para este estudo, considerando três variáveis de projeto, a rotabilidade é igual a 1,682.

$$\alpha = [2^k]^{\frac{1}{4}} \quad (5.2)$$

Os parâmetros em estudo são codificados para que se consiga executar o DoE. Os valores iniciais para as variáveis de projeto, definidas como x_{i_0} , serão os parâmetros usados no modelo de referência. As variáveis de projeto devem ter um intervalo para o qual elas podem variar, ou seja, haverá um valor mínimo (x_{min}) e um valor máximo (x_{max}) que estas podem tomar nas amostras, conforme mostra a equação 5.3.

$$x_{min} \leq x_{i_0} \leq x_{max} \quad (5.3)$$

onde x_{i_0} corresponde ao valor médio entre os valores máximo e mínimo registados na tabela 5.1.

De forma codificada, as variáveis x_i irão variar entre $-\alpha$ e α , conforme 5.4, onde 0 corresponde ao valor médio entre o máximo e mínimo das variáveis de projeto.

$$-\alpha \leq 0 \leq \alpha \quad (5.4)$$

Cada uma das 15 simulações é obtida fazendo todas as combinações possíveis entre os parâmetros codificados, correspondendo às simulações designadas na tabela 5.1. Estas combinações encontram-se na matriz ($n \times k$) apresentada na equação 5.5, onde n corresponde ao número de amostras (ou experiências) e k corresponde ao número de variáveis de projeto.

$$C = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 \\ -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 \\ -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 \\ -1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ -1,682 & 0 & 0 \\ 1,682 & 0 & 0 \\ 0 & -1,682 & 0 \\ 0 & 1,682 & 0 \\ 0 & 0 & -1,682 \\ 0 & 0 & 1,682 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

Observando a tabela 5.1, x_{min} corresponde a 5 000 N/m, x_{max} corresponde a 150 000 N/m e, por fim, o valor médio (x_{i_0}) correspondendo a 77 500 N/m. Em forma codificada, 5 000 N/m equivale a $-\alpha$, 77 500 N/m corresponde a 0 e 150 000 N/m corresponde a $+\alpha$.

Para construir a função aproximada é necessário determinar os coeficientes (β) do polinómio interpolador, que representam ao número mínimo de amostras necessárias. Através da equação 5.6 conseguimos saber quantos β precisamos para determinar a função

aproximada. Assim, para três variáveis, o número mínimo de amostras é igual a 10. Estes parâmetros são determinados recorrendo ao método dos mínimos quadrados.

$$n_{min} = \frac{(k+1)(k+2)}{2} \quad (5.6)$$

É de extrema dificuldade conseguir uma função que descreva integralmente a realidade. Por isso, o desafio é chegar a uma função aproximada \hat{y} de tal forma que o erro ϵ seja o menor possível. Desta forma, a função real é dada pela equação 5.7.

$$y = \hat{y} + \epsilon \quad (5.7)$$

E a função aproximada é dada pela equação 5.8.

$$(X^T X)\beta = X^T \hat{y} \Leftrightarrow \hat{y} = X\beta \quad (5.8)$$

Onde,

$$X = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & x_2 & x_3 & x_1^2 & x_2^2 & x_3^2 & x_1x_2 & x_1x_3 & x_2x_3 \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

A função aproximada será então:

$$\hat{y} = \beta_0 + \beta_1x_1 + \beta_2x_2 + \beta_3x_3 + \beta_4x_1^2 + \beta_5x_2^2 + \beta_6x_3^2 + \beta_7x_1x_2 + \beta_8x_1x_3 + \beta_9x_2x_3 \quad (5.10)$$

Os coeficientes β são determinados recorrendo ao método dos mínimos quadrados com o objetivo de minimizar o erro ϵ . Recorrendo à *toolbox* de otimização do Matlab, usando o *solver* "lscurvefit" os valores de β são iguais a:

$$\beta_i = \begin{bmatrix} 24,298 \\ -2,176 \\ -4,324 \\ -0,215 \\ 0,321 \\ 0,745 \\ 0,02 \\ 0,962 \\ 0,113 \\ 0,188 \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

Assim, a função aproximada será igual a:

$$\begin{aligned} \hat{y} = & 24,298 - 2,176x_1 - 4,324x_2 - 0,215x_3 + 0,321x_1^2 + 0,745x_2^2 + \\ & + 0,02x_3^2 + 0,962x_1x_2 + 0,113x_1x_3 + 0,188x_2x_3 \end{aligned} \quad (5.12)$$

Para cada uma das simulações apresentadas na tabela 5.1, foram utilizados os seus parâmetros na forma codificada na função aproximada \hat{y} dada por 5.12.

$$\hat{y} = \begin{bmatrix} 34,1 & 26,2 & 23,0 & 19,3 & 32,8 & 25,7 & 22,8 & 19,2 & \dots \\ \dots & 29,6 & 20,8 & 33,7 & 19,1 & 24,6 & 24,1 & 24,3 \end{bmatrix}^T \quad (5.13)$$

De seguida, apresentam-se os erros relativos entre os resultados das simulações apresentadas na tabela 5.1 e os resultados obtidos nos pontos usados no DoE.

$$\text{erro relativo (\%)} = \begin{bmatrix} -0,580 & 0,455 & -0,199 & -0,408 & 0,217 & 0,149 & -0,555 & \dots \\ \dots & 0,993 & 0,589 & -0,787 & -0,065 & 0,169 & 0,478 & -0,444 & -0,007 \end{bmatrix}^T \quad (5.14)$$

Posto isto, podemos agora definir o problema de minimização para descobrir qual a melhor combinação de rigidez para um menor ângulo da articulação subtalar. Para tal, foi minimizada a função aproximada \hat{y} apresentada em 5.12 sujeita a:

$$-\alpha \leq x_i \leq \alpha \quad \text{para } i = 1, 2, 3 \quad (5.15)$$

Este problema de otimização foi resolvido recorrendo ao *solver* "fmincon" com o algoritmo "SQP" da *toolbox* de otimização do Matlab. A solução ótima encontrada nesta otimização foi de 17,76°, o qual corresponde às variáveis codificadas iguais a [1,682 1,682 -1,682] para $[x_1 \ x_2 \ x_3]$, respetivamente.

Com este resultado, pode-se concluir que a solução ótima está nos extremos visto que $-\alpha$ e α correspondem aos valores mínimo e máximo que as variáveis podem tomar. Depois de decodificada a solução ótima, o próximo passo é inserir os valores de rigidez translacional no OpenSim e ver qual o valor do ângulo da articulação subtalar se obtém. Introduzindo os valores 150 000 N/m, 150 000 N/m e 5 000 N/m (para K_x , K_y e K_z , respetivamente) no OpenSim, o ângulo obtido para a articulação em estudo é igual a 16,83°. O erro relativo entre estes dois valores é igual a 5,53%, o que corresponde a um erro bastante aceitável, principalmente no mundo da engenharia.

5.5.1 Algumas conclusões

O primeiro parâmetro e mais fácil de ser estudado foi a massa, onde as massas dos dois principais componentes da ortótese sofrem alterações em +/- 50%, separadamente. Foram atingidos valores na ordem dos 40° ou superior, o que indica que a massa destes componentes não influencia o acontecimento de lesão ou não do tornozelo. Pelo facto de os resultados revelarem pouquíssima influência, optou-se por se manter as massas originais nas restantes simulações.

O segundo parâmetro estudado foi o ângulo que a plataforma faz com a direção horizontal. A plataforma está inicialmente inclinada a 20° para representar superfícies irregulares e, consequentemente, aproximar o mais possível a simulação à realidade. Foi então estudado vários níveis de amplitudes e obteve-se dois gráficos: um onde a rigidez das duas peças é igual a 10^4 N/m e outro onde a rigidez das mesmas é igual a 10^5 N/m.

Este segundo valor de rigidez serviu também para se ter um primeiro contacto acerca da influência do parâmetro rigidez. Para o valor base de rigidez (10^4 N/m), os resultados obtidos indicam que não ocorreria lesão para amplitudes iguais a 5° ou inferior. Neste caso, afastamo-nos da realidade e, caso se se procedesse à realização da ortótese nestas condições, esta não seria totalmente viável, principalmente no que toca à mobilidade do paciente.

Para o segundo valor de rigidez, todas as amplitudes simuladas apresentaram valores satisfatórios, embora para a amplitude da plataforma igual a 25° o ângulo de inversão registado máximo é próximo aos 25° .

De seguida, estudou-se a influência da rigidez das duas peças. O valor base de rigidez é 10^4 N/m mas, por sugestão de um tutorial, este foi alterado para 10^5 N/m. Com o valor base observou-se que ocorre lesão, tendo-se obtido o valor do ângulo de inversão igual a $42,3^\circ$ como máximo, enquanto que o ângulo obtido quando a rigidez é 10^5 N/m é igual a $21,3^\circ$. Sendo inferior a 25° , não ocorre lesão no tornozelo. Os valores são bastante diferentes e mostram que quanto maior o valor da rigidez, menor é o ângulo de inversão e, por isso, menor é a probabilidade de ocorrer lesão por inversão.

A rigidez translacional da AFO mostrou ser o parâmetro com mais influência nos estudos realizados pois obtiveram-se os resultados mais baixos nessas simulações. Por fim, conclui-se que a rigidez de uma ortótese tem grande influência nos custos de produção da mesma e no conforto do indivíduo. Para que haja um equilíbrio entre estes dois fatores, o projeto de uma AFO deve ser realizado tendo em conta as direções x, y e z da rigidez translacional e com a combinação de valores que permitem obter ângulos de inversão inferiores a 25° .

Neste capítulo apresentam-se apenas resultados de estudos com o *ToyLandingModel_activeAFO* porque os resultados obtidos com o modelo completo não se mostraram relevantes. Isto pode justificar-se com o facto da alteração de massa não ter uma grande influência na ocorrência de lesão por inversão do tornozelo.

5.6 Resultados LS-Dyna

Nesta secção serão mostrados os resultados obtidos nas simulações realizadas no LS-Dyna, e está subdividida em duas partes: panturrilha e bota.

5.6.1 Panturrilha

Para as simulações com o subconjunto "panturrilha", foram feitas seis combinações entre os materiais mencionados no subtítulo "materiais" da secção 4.1.1, no capítulo 4. Na tabela 5.2 apresentam-se as combinações realizadas.

Tabela 5.2: Combinações de materiais e espessura utilizadas nas simulações.

Combinação	Material Talas (partes 1 e 2)	Material parte 3	Espessura
1	Aço	Alumínio	Normal
2	Aço	Alumínio	Reduzida
3	Alumínio	Alumínio	Normal
4	Alumínio	Alumínio	Reduzida
5	Alumínio	Termoplástico	Normal
6	Alumínio	Termoplástico	Reduzida

5.6.1.1 Simulação do ensaio de Tração

Avaliando os gráficos das figuras 5.12 e 5.13 percebe-se que quando as espessuras das talas são reduzidas há um esforço menor sentido no lado A (encastramento do subconjunto "panturrilha"), como já era esperado. Pode concluir-se que espessuras reduzidas são menos resistentes ao movimento de tração.

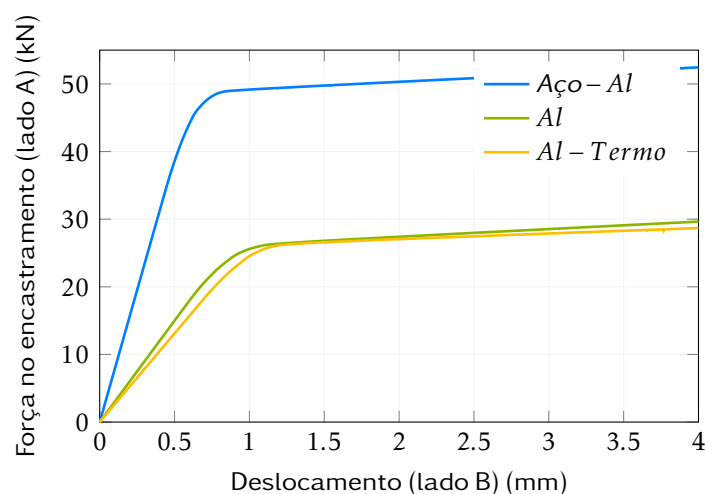


Figura 5.12: Curva de rigidez para as três combinações de material para a simulação do ensaio de tração com espessuras normais.

Em relação à rigidez, esta pode ser medida na zona em que os materiais ainda se encontram em regime elástico, ou seja, até a um deslocamento igual a 0,5 mm, em média. A rigidez corresponderá ao declive da reta que descreve o comportamento de material neste regime. Assim, para espessuras normais, considerando a combinação 1, a rigidez é igual a 80×10^6 N/m. Tendo em conta a combinação 3, a rigidez é igual a 30×10^6 N/m. Observando a combinação 5, a rigidez é igual a 26×10^6 N/m. Para espessuras reduzidas, a rigidez é igual a 34×10^6 N/m para a combinação de materiais número 2.

Para a combinação número 4, a rigidez é igual a 14×10^6 N/m. Por fim, tendo em conta a combinação de materiais 6, a rigidez é igual a 10×10^6 N/m.

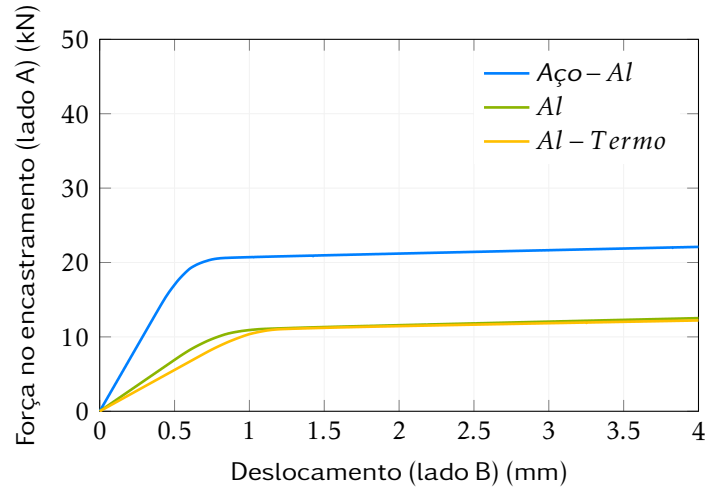


Figura 5.13: Curva de rigidez para as três combinações de material para a simulação do ensaio de tração com espessuras reduzidas.

5.6.1.2 Simulação do ensaio de Torção

Os gráficos das figuras 5.14 e 5.15 foram obtidos através da sobreposição de duas curvas: rotação dos nós que estavam obrigados a descrever o mesmo movimento do plano rígido adicionado (figura 4.15), e o momento registado no encastramento.

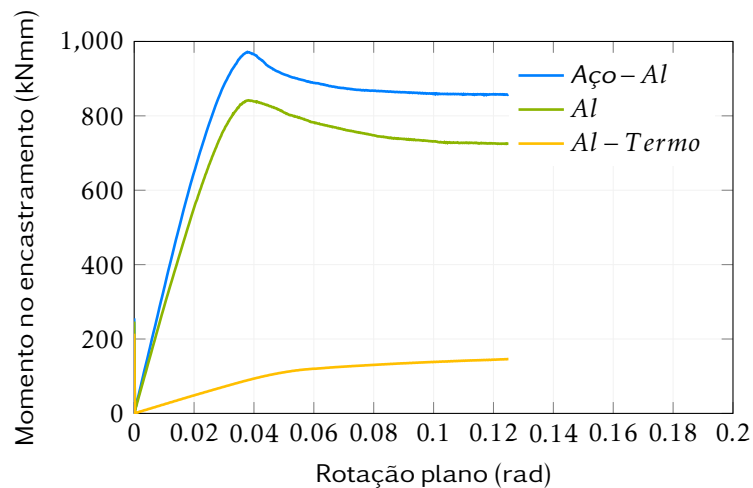


Figura 5.14: Curva de rigidez para as três combinações de material para a simulação do ensaio de torção com espessuras normais.

No caso do ensaio de torção, a rigidez é igual ao declive da reta que descreve o comportamento do material ainda em regime elástico, o que ocorre até 0,03 rad, em média. À

semelhança do ensaio de tração, são registados valores menores quando utilizadas talas com espessuras reduzidas. Assim, para espessuras das talas normais, considerando a combinação de materiais 1, a rigidez é igual a aproximadamente 34 000 Nm/rad. Tendo em conta a combinação número 3, a rigidez é aproximadamente igual a 28 500 Nm/rad. E para terminar, analisando a combinação 5, a rigidez terá um valor igual a 2 000 Nm/rad. Observando agora o segundo gráfico da figura 5.14, as combinações de materiais 2, 4 e 6 terão, respetivamente, rigidez igual a aproximadamente 26 700 Nm/rad, 22 000 Nm/rad e 1 500 Nm/rad.

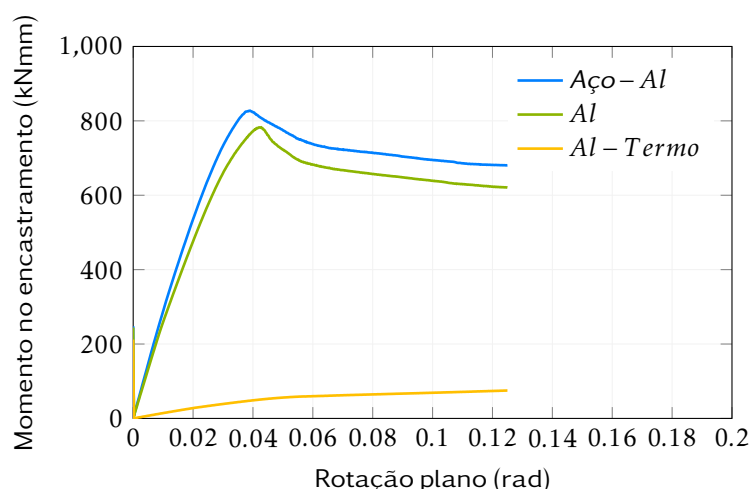


Figura 5.15: Curva de rigidez para as três combinações de material para a simulação do ensaio de torção com espessuras reduzidas.

5.6.1.3 Simulação do ensaio de Flexão

Na simulação do ensaio de flexão, os gráficos das figuras 5.16 e 5.17 foram obtidos através da sobreposição de duas curvas: deslocamento dos nós (figura 4.10) e força nos nós do encastramento, que corresponde aos furos das extremidades das talas da panturrilha.

Neste ensaio, o material não chega a plastificar, e por isso temos apenas se obtêm retas, como se podem confirmar na figura 5.17. Mais uma vez, a rigidez será igual ao declive das retas dos gráficos. Assim, para espessuras das talas normais, isto é, para as combinações de materiais 1, 3 e 5, a rigidez é aproximadamente igual a 16×10^6 N/m, $6,7 \times 10^6$ N/m e 4×10^6 N/m, respetivamente. Em relação às espessuras reduzidas, as simulações 2, 4 e 6 mostram que a rigidez é aproximadamente igual a 8×10^6 N/m, $3,5 \times 10^6$ N/m e $2,4 \times 10^6$ N/m, respetivamente.

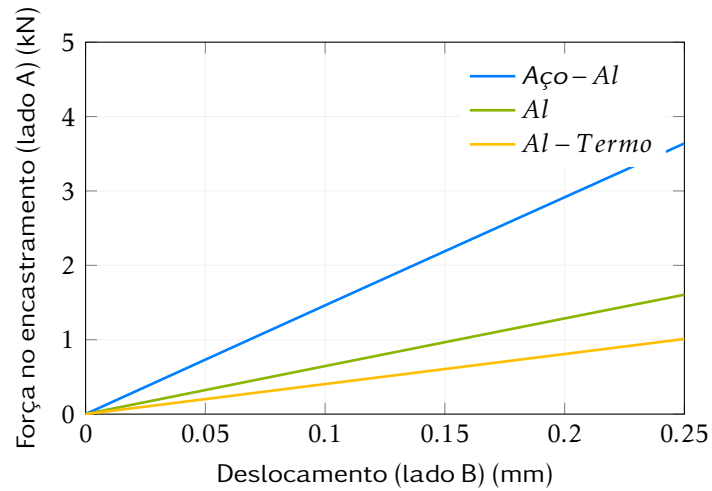


Figura 5.16: Curva de rigidez para as três combinações de material para a simulação do ensaio de flexão com espessuras normais.

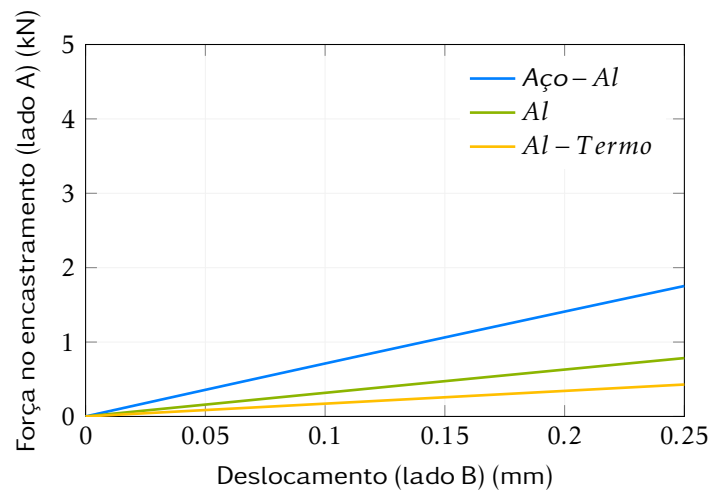


Figura 5.17: Curva de rigidez para as três combinações de material para a simulação do ensaio de flexão com espessuras reduzidas.

5.6.2 Bota

5.6.2.1 Simulação do ensaio de Tração

O gráfico da figura 5.18 foi obtido através da sobreposição de duas curvas: deslocamento do plano (figura 4.13) e força no deslocamento no encastramento da bota (figura 5.18).

Para determinar a rigidez, foi seguido o raciocínio descrito anteriormente. Isto é, a rigidez é igual ao declive da curva descrita pelo material no regime elástico. Sendo assim, analisando o gráfico, a rigidez tem o valor de 300×10^6 N/m. Este valor corresponde ao

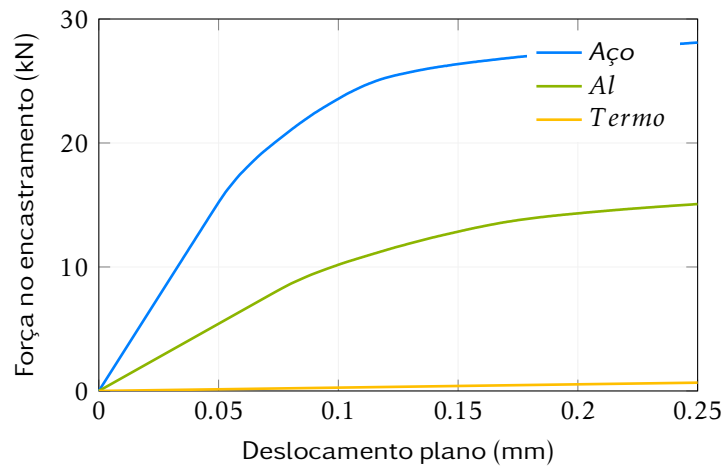


Figura 5.18: Curva de rigidez para o ensaio de tração.

aço. Considerando o alumínio, a rigidez é igual a 100×10^6 N/m. A rigidez toma o valor de $3,6 \times 10^6$ N/m com o termoplástico.

5.6.2.2 Simulação do ensaio de Torção

A sobreposição da curva de rotação do plano com a curva do momento sentido no encastramento da bota permitiu chegar ao gráfico da figura 5.19.

A rigidez pode ser medida até o plano ter uma rotação de 0,01 rad (em média), ponto limite para o qual os materiais ainda se encontrem no regime elástico. Desta forma, considerando a utilização do aço, a rigidez do material é igual a 70 000 Nm/rad. A rigidez toma o valor de 50 000 Nm/rad e de 1 333 Nm/rad para os materiais alumínio e termoplástico, respetivamente.

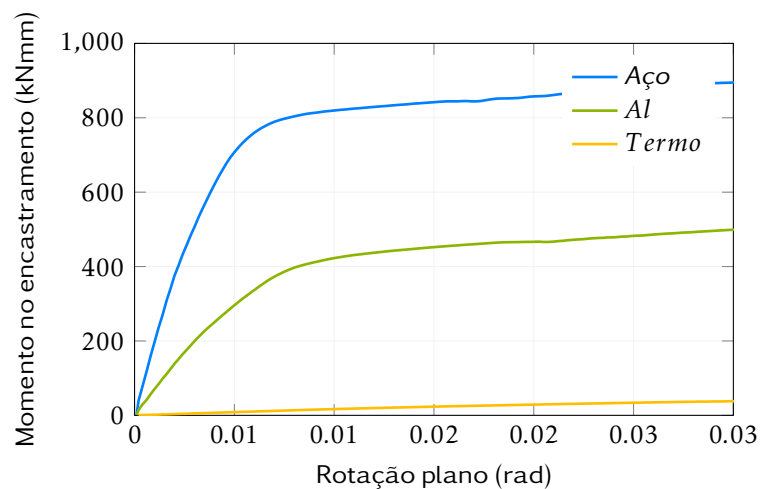


Figura 5.19: Curva de rigidez para o ensaio de torção.

5.6.2.3 Simulação do ensaio de Flexão

As curvas de flexão (figura 5.20) para a bota são obtidas através da junção da curva do deslocamento dos nós móveis em módulo com a força sentida no encastamento (nós encastrados).

Como se pode observar na figura 5.20, as curvas obtidas são praticamente retas, ou seja, os materiais não chegaram a entrar no regime plástico para as configurações realizadas. Desta forma, considerando a utilização do aço, a rigidez é igual a 12 000 000 N/m. A rigidez que o alumínio apresenta é igual a 4 000 000 N/m. Finalmente, para o material termoplástico, a rigidez é igual a 200 000 N/m.

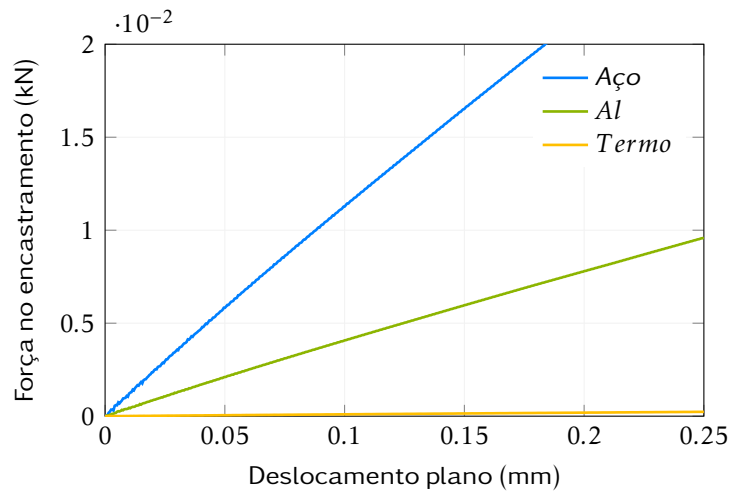


Figura 5.20: Curva de rigidez para o ensaio de flexão.

5.7 Resumo dos resultados

As tabelas 5.3 e 5.4 mostram um resumo dos resultados obtidos de forma a ser mais fácil compará-los com os resultados simulados no OpenSim.

Tabela 5.3: Resultados das simulações realizadas no LS-Dyna para o subconjunto "panturrilha".

	Panturrilha					
	1	2	3	4	5	6
Tração (N/m)	80×10^6	34×10^6	30×10^6	14×10^6	26×10^6	10×10^6
Torção (Nm/rad)	34×10^3	$26,7 \times 10^3$	$28,5 \times 10^3$	22×10^3	2×10^3	$1,5 \times 10^3$
Flexão (N/m)	16×10^6	8×10^6	$6,7 \times 10^6$	$3,5 \times 10^6$	4×10^6	$2,4 \times 10^6$

Observando as tabelas podemos concluir que se confirma a ordem de rigidez da AFO do OpenSim para que não haja lesão no tornozelo por inversão do mesmo. Mesmo assim os valores são elevados, o que leva a pensar que os materiais utilizados são demasiado

rígidos, porque como visto na secção 5.4, um valor de rigidez igual a 10^5 N/m é suficiente para que não ocorra lesão. O facto de a AFO ser demasiado rígida pode comprometer o conforto do paciente ao utilizar a ortótese.

Tabela 5.4: Resultados das simulações realizadas no LS-Dyna para a bota.

	Bota		
	Aço	Al	Termo
Tração (N/m)	300×10^6	100×10^6	$3,6 \times 10^6$
Torção (Nm/rad)	70×10^3	50×10^3	$1,3 \times 10^3$
Flexão (N/m)	12×10^6	4×10^6	2×10^5

A rigidez de uma AFO resulta de uma combinação entre a rigidez de todos os componentes da AFO. Logo no início da secção 5.4 percebe-se que não adianta variar apenas a rigidez do subconjunto "panturrilha" ou apenas do subconjunto "bota". No entanto, os materiais que apresentaram melhores resultados foram a junção de alumínio com o termoplástico para o subconjunto "panturrilha" e a utilização de termoplástico para o subconjunto "bota".

Em relação a estes resultados, no caso da panturrilha, verifica-se que esta é menos resistente ao movimento quando sujeita à torção dado que apresenta menor rigidez. A panturrilha corresponde à peça 2 do modelo de ortótese do OpenSim. Comparando todas as combinações de materiais, observa-se espessuras menores (simulações 2, 4 e 6) não comprometem a prestação da ortótese, tendo também uma vantagem no seu peso, porque passa a ser automaticamente menor, o que se torna num ponto positivo para o paciente. De entre as combinações 2, 4 e 6, aquela que apresenta melhores resultados é a 6, que corresponde à combinação onde as talas da panturrilha são de alumínio e a parte central é do material termoplástico. Como referido no capítulo 3, os termoplásticos são bons materiais para a conceção de ortóteses devido à sua elevada resistência e baixo peso. Então não é uma surpresa que a combinação 6 dê bons resultados.

No caso da bota, também se confirma a ordem de rigidez da peça 1 do OpenSim. No entanto, verifica-se que estes são elevados, à semelhança do que aconteceu com o subconjunto "panturrilha". O ensaio de torção é aquele que apresenta menores valores de rigidez, ou seja, a bota manifesta uma menor resistência à tração.

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Esta dissertação tem como objetivo caracterizar o movimento humano quando acompanhado por ortóteses. Foram analisados vários aspetos a ter em conta na conceção de ortóteses de membros inferiores. Existem vários pontos que são comuns a todas elas, mas estas devem ser estudadas em separado de modo a atender outras características que são específicas de cada uma delas. A ortótese estudada nesta dissertação é uma ortótese para tornozelo e pé. O objetivo deste estudo é perceber o nível de rigidez que esta ortótese deve ter sem comprometer o seu desempenho, isto é, evitando mesmo assim que não haja lesão no tornozelo por inversão do mesmo, ou que continue a auxiliar a marcha de algum paciente que sofra de alguma patologia ou que precise de curar uma lesão.

Este estudo foi realizado recorrendo aos *softwares* OpenSim e LS-Dyna. A obtenção dos resultados foi feita em várias fases. Primeiro houve um estudo no OpenSim com o modelo sem braços chamado *ToyLandingAFO_active* de forma a se perceber quais os fatores que mais influência têm na AFO para que esta desempenhe a sua função, nomeadamente, a massa, o ângulo da plataforma e a rigidez.

Posteriormente, achou-se pertinente realizar este estudo com um modelo musculoesquelético inteiro, ou seja, com a presença de membros superiores, tendo como objetivo perceber qual a influência da presença dos braços nos resultados obtidos. Este modelo *full body* não apresentou alterações significativas, pelo que não se achou necessário mostrar os resultados porque as conclusões não iriam diferir muito.

Depois destes estudos, verificou-se que a rigidez é o parâmetro com mais influência no ângulo de inversão da articulação subtalar. A rigidez de uma ortótese tem influência de forma direta no conforto para o paciente e custo de produção. A rigidez afeta o peso do dispositivo biomecânico, que não pode ser muito elevado pois pode causar desconfortos na marcha do indivíduo e enfraquecimento dos músculos, o que acaba por não haver nenhum tipo de reabilitação como é espetável.

Assim, de forma a se perceber qual a combinação ótima de rigidez translacional, esta dissertação passou por um problema de otimização, com o objetivo de tornar o projeto de uma ortótese mais científico e substituir grande parte da tentativa erro que existe. A otimização é importante para encontrar a AFO ideal (materiais e espessuras) dentro de uma região de possíveis soluções.

Assim, recorrendo ao DoE foi possível construir um meta-modelo das respostas das simulações em OpenSim. Utilizando a técnica CCD, das 15 simulações realizadas para as variáveis de rigidez translacional em x, y e z, foram identificadas quais as combinações para que ângulo da articulação subtalar seja inferior a 25°, sendo a simulação número 12 aquela que apresenta menor ângulo. A solução ótima obtida toma o valor de 17,76° para os valores de rigidez translacional iguais a 150 000 N/m, 150 000 N/m e 5 000 N/m para K_x, K_y e K_z, respetivamente. Com estes valores inseridos no OpenSim, o ângulo da articulação subtalar obtido é igual a 16,83°, o que faz com que o erro relativo igual a 5,53%, sendo um valor bastante aceitável. Uma outra observação é que os valores de rigidez obtidos são os extremos dos intervalos para os quais as variáveis de rigidez translacional podiam variar, o que pode fazer com que a AFO seja rígida demais e possa comprometer o conforto para o paciente.

O *software* LS-Dyna foi utilizado para se perceber se a ordem de grandeza da rigidez utilizada no OpenSim estava correta e confirmou-se, apesar de se terem obtidos valores elevados.

6.1 Trabalhos Futuros

Ao longo desta dissertação conclui-se que a AFO deve ter uma rigidez translacional igual ou superior a 10⁵ N/m para que não ocorra lesão por inversão ao nível do tornozelo, isto é, para que o ângulo da articulação subtalar seja inferior a 25°. Também se conclui que os materiais utilizados nas simulações do LS-Dyna são muito rígidos, embora não possuam uma ordem de rigidez muito superior a 10⁵ N/m. Mas a rigidez é um parâmetro de extrema importância e com mais influência na funcionalidade da AFO, e por isso um dos trabalhos futuros é apostar em pesquisar por materiais que não comprometam a função da ortótese, mas que apresentem menor rigidez que os escolhidos.

Um outro ponto para explorar seria o *batch mode* do OpenSim, de forma a otimizar a rigidez de cada peça da ortótese em separado, porque o DoE realizado considera que a rigidez em x, y e z serão iguais em ambas as peças. Desta forma, haveria uma otimização com quatro variáveis, tendo em conta que K_z de cada peça não tem grande relevância.

A junção do OpenSim com o LS-Dyna é importante porque a combinação da modelação computacional e simulação permitem que no futuro os processos de reabilitação sejam mais eficazes, e que os dispositivos biomecânicos possam ser projetados especificamente para cada indivíduo com mais facilidade e exatidão, que é o cenário ideal. Desta forma é possível ter em conta todas as características fisiológicas e anatómicas de cada paciente.

Ainda existem inúmeros movimentos a serem estudados, onde se possam melhorar os dispositivos biomecânicos que já existem hoje em dia. Por isso, é importante que este tipo de trabalho continuem, porque ainda é muito difícil definir qual a ordem de grandeza se pode alterar nas características da ortótese devemos trabalhar para determinada lesão/patologia, para satisfazer as necessidades do paciente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Silva, J. *Avaliação e Certificação de dispositivos Protéticos e Ortéticos para o Membro Inferior*. 2014, FEUP, Dissertação de Mestrado.
- [2] Y. Stauffer, Y. Allemand, M. Bouri, J. Fournier, R. Clavel, P. Métrailler, R. Brodard e F. Reynard. “The WalkTrainer—a new generation of walking reeducation device combining orthoses and muscle stimulation”. Em: *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 17.1 (2008), pp. 38–45.
- [3] J. Inoue, W. Yu, K. Z. Liu, K. Kawamura e M. G. Fujie. “A detailed 3D ankle-foot model for simulate dynamics of lower limb orthosis”. Em: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE. 2011, pp. 8141–8145.
- [4] J. Inoue, K. Kawamura e M. G. Fujie. “Developing an ankle-foot muscular model using Bayesian estimation for the influence of an ankle foot orthosis on muscles”. Em: *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. IEEE. 2012, pp. 431–436.
- [5] K. A. Shorter, J. Xia, E. T. Hsiao-Wecksler, W. K. Durfee e G. F. Kogler. “Technologies for powered ankle-foot orthotic systems: Possibilities and challenges”. Em: *IEEE/ASME Transactions on mechatronics* 18.1 (2011), pp. 337–347.
- [6] S. Yamamoto, M. Ebina, S. Kubo, T. Hayashi, Y. Akita e Y. Hayakawa. “Development of an ankle-foot orthosis with dorsiflexion assist, part 2: structure and evaluation”. Em: *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics* 11.2 (1999), pp. 24–28.
- [7] A. Roy, H. I. Krebs, S. L. Patterson, T. N. Judkins, I. Khanna, L. W. Forrester, R. M. Macko e N. Hogan. “Measurement of human ankle stiffness using the anklebot”. Em: *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*. IEEE. 2007, pp. 356–363.
- [8] Hamill, Joseph. *Bases biomecânicas do movimento humano*. 1999 4ª edição Editora Manole.
- [9] Completo A., Fonseca F. *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. 2011, Publindústria.
- [10] J. S. Hall. *Biomecânica Básica*. 2000, 3ª edição, Rio de Janeiro, Editora Guarnabara Koogan.

- [11] Posição anatômica de referência. Disponível em: <https://pt.depositphotos.com/vector-images/braço-posição-anatomica.html?qview=268488048..> Acesso em: 20 de maio de 2019.
- [12] Planos e eixos anatômicos de referência. Disponível em: <https://www.pinterest.co.uk/pin/270145677632879886/?autologin=true>. Acesso em: 10 de fevereiro de 2019.
- [13] Rodrigues, D. S. *Biomechanics of the Total Ankle Arthroplasty: Stress Analysis and Bone Remodeling*. 2013, Dissertação de Mestrado, IST, UL.
- [14] Movimentos rotação planos. Disponível em: <http://cinesiologiacentral.blogspot.pt/2009/10/terminologia-dos-movimentos.html..> Acesso em: 20 de maio de 2019.
- [15] Siegler, S., Chen, J., & Schneck, C. D. “The Effect of Damage to the Lateral Collateral Ligaments on the Mechanical Characteristics of the Ankle Joint—An In-Vitro Study. *Journal of Biomechanical Engineering*”. Em: (1990). DOI: 10.1115/1.2891163.
- [16] Esqueleto humano. Disponível em: <http://comunha.blogspot.com/2007/11/estudo-do-meio-4ano.html..> Acesso em: 10 de fevereiro de 2019.
- [17] Membro Inferior. Acesso em: 10 de fevereiro de 2019.
- [18] Ossos membro inferior. Disponível em: <https://mundoeducacao.bol.uol.com.br/biologia/ossos-membro-inferior.htm>.
- [19] J. A. Esperança Pina. *Anatomia Humana da Locomoção*. 5ª edição.
- [20] Vista Lateral. Disponível em: <http://www.kenhub.com..> Acesso em: 20 de maio de 2019.
- [21] Ciclo da marcha. Disponível em: http://www.portalsecad.com.br/programas/PROFISIO-NEURO/ciclo4/volume1/epub/OEBPS/Images/Reabilitacao_Figura3.png.. Acesso em: 15 de junho de 2019.
- [22] Sebastião R. *Análise Cinética da Marcha: Estudo Comparativo entre Membros Amputado e Membro Remanescente de Amputados Transfemorais*. 2009. Universidade do Porto.
- [23] Pinto, S. Disponível em: <https://slideplayer.com.br/slide/10742600/>. Acesso em: 10 de junho de 2019.
- [24] Hintermann, B. *Chapter 4 - Anatomic and Biomechanical characteristics of the Ankle Joint and Total Ankle Arthroplasty, in Total Ankle Arthroplasty*. 2005, SpringerWien-NewYork.
- [25] minhavida. *Anormalidades da Marcha*. <https://www.minhavida.com.br/saude/temas/anormalidades-da-marcha>. Acesso em: 20 de agosto de 2019.
- [26] R. Rodrigues. “Design na usabilidade de dispositivos médicos—Ortóteses para o pé e tornozelo”. Em: *Mestre em Design Industrial, Universidade do Porto* (2012).

- [27] Completo A., Fonseca F. *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. 2011, Porto, Publinústria.
- [28] Chen, C.T. *Compositional and metabolic changes in damaged cartilage are peak-stress, stressrate, and loading-duration dependent*. pag. 870-879. 1999, Journal of Orthopedic Research.
- [29] NETTER, Frank H.. *Atlas de Anatomia Humana*. 2000, 2ª edição, Elsevier Editora.
- [30] D. T. Fong, Y.-Y. Chan, K.-M. Mok, P. S. Yung e K.-M. Chan. "Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports". Em: *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* 1.1 (2009), p. 14. ISSN: 2052-1847. DOI: 10.1186/1758-2555-1-14. URL: <http://bmcsportsscimedrehabil.biomedcentral.com/articles/10.1186/1758-2555-1-14>.
- [31] Brantigan, J. W., Pedegana, L. R., & Lippert, F. G. *Instability of the subtalar joint. Diagnosis by stress tomography in three cases. The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1977.
- [32] Lapointe, S. J., Siegler, S., Hillstrom, H., Nobilini, R. R., Mlodzienski, A., & Techner, L. *Changes in the flexibility characteristics of the ankle complex due to damage to the lateral collateral ligaments: An in vitro and in vivo study. Journal of Orthopaedic Research*. 1997.
- [33] Matos D. *Dispositivos Protésicos Exteriores: Estudo, Desenvolvimento, Produção, Ensaio e Certificação*. 2009, Dissertação de Mestrado, FEUP.
- [34] Agnelli, Luciana and Toyoda, Cristina. *Estudo de materiais para a confecção de órtese e sua utilização prática por terapeutas ocupacionais no Brasil*. 2003.
- [35] Edelstein J, Brucker J. *Órteses. Abordagem clínica. Physio S*. 2006, Editora Lab.
- [36] Livermore Software Technology Corporation. *Keyword User's Manual*. Volume 1.
- [37] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman e D. G. Thelen. "OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement". Em: *IEEE transactions on biomedical engineering* 54.11 (2007), pp. 1940–1950.
- [38] Hicks, J. L. Disponível em: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/OpenSim+Models>. Acesso em: 25 de janeiro de 2019.
- [39] Thelen, D. G. *Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. ASME Journal of Biomechanical Engineering*. 2003.
- [40] Delp, S. L.; Loan, J. P.; Hoy, M. G.; Zajac, F. E.; Topp, E. L. & Rosen, J. M. *An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopedic surgical procedures. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(8), 757–767. 1990.
- [41] Anderson, F. C., & Pandy, M. G. *A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 1999.

- [42] Yamaguchi, G. T., & Zajac, F. E. *A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. Journal of Biomechanics*. 1989.
- [43] Demers, M. S., Hicks, J. L., & Delp, S. L. *Preparatory co-activation of the ankle muscles may prevent ankle inversion injuries. Journal of Biomechanics*, 2017.
- [44] Hicks, J. L. Disponível em: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Simulation+Based+Design+to+Prevent+Ankle+Injuries>. Acesso em: 25 de janeiro de 2019.
- [45] D Teixeira, J Milho, M. Carvalho e M. Loja. “Ankle Foot Orthosis (AFO) stiffness design for mitigation of ankle inversion injury”. Em: *2019 IEEE 6th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG)*. IEEE. 2019, pp. 1–4. DOI: 10.1109/ENBENG.2019.8692490.
- [46] J. Ku. “A hybrid optimization scheme for helicopters with composite rotor blades”. Tese de doutoramento. Georgia Institute of Technology, 2007.
- [47] M. Cavazzuti. *Optimization methods: from theory to design scientific and technological aspects in mechanics*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [48] M. Carvalho, J. Milho, J. Ambrosio e N. Ramos. “Railway occupant passive safety improvement by optimal design”. Em: *International Journal of Crashworthiness* 22.6 (2017), pp. 624–634. DOI: 10.1080/13588265.2016.1221332. eprint: <https://doi.org/10.1080/13588265.2016.1221332>. URL: <https://doi.org/10.1080/13588265.2016.1221332>.